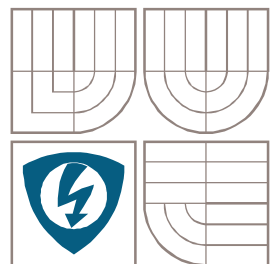


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A
KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

ÚSTAV RADIOELEKTRONIKY

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF RADIO ELECTRONICS

DOPPLEROVSKÝ INDIKÁTOR TOKU KRVE

DOPPLER BLOOD FLOW DETECTOR

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE
BACHELOR'S THESIS

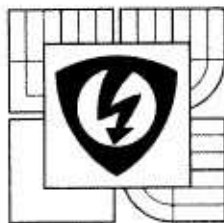
AUTOR PRÁCE
AUTHOR

JAN KLÜGL

VEDOUCÍ PRÁCE
SUPERVISOR

doc. Ing. JIŘÍ ROZMAN, CSc.

BRNO, 2012



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

Ústav radioelektroniky

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor
Elektronika a sdělovací technika

Student: Jan Klügl
Ročník: 3

ID: 119481
Akademický rok: 2011/12

NÁZEV TÉMATU:

Dopplerovský indikátor toku krve

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

Seznamte se s ultrazvukovou dopplerovskou metodou měření toku krve cévami. Pro pracovní frekvenci 4 MHz a intenzitu ultrazvuku 500 mW/cm² vypracujte systémový návrh indikátoru toku krve.

Na základě systémového návrhu vypracujte obvodové řešení indikátoru. Předpokládejte bateriové napájení. Práce musí obsahovat celkové schéma zapojení a soupisku součástek.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] ATKINSON, P., WOODCOCK, J.P.: Doppler ultrasound and its use in clinical measurement. Academic Press, London, 1982.

[2] ROZMAN, J. Ultrazvuková technika v lékařství. Skriptum. Brno: FE VUT v Brně, 1979.

Termín zadání: 6.2.2012

Termín odevzdání: 25.5.2012

Vedoucí práce: doc. Ing. Jiří Rozman, CSc.

Konzultanti bakalářské práce:


prof. Dr. Ing. Zbyněk Raida
předseda oborové rady



UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI, díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

ABSTRAKT

Bakalářská práce se zabývá návrhem obvodového řešení nesměrového dopplerovského indikátoru toku krve cévami s nemodulovanou nosnou vlnou. Práce nejprve popisuje princip činnosti indikátoru a pro zadanou pracovní frekvenci a intenzitu ultrazvuku uvádí systémový návrh. Dále podrobně popisuje jednotlivé bloky, ze kterých se indikátor skládá. U každého bloku systému je uvedeno schéma zapojení a hodnoty jeho obvodových prvků, zjištěných na základě výpočtu, simulace nebo doporučení výrobce.

KLÍČOVÁ SLOVA

Dopplerův jev, ultrazvuk, indikátor, krev

ABSTRACT

This bachelor's thesis is engaged in suggestion of nondirectional doppler blood flow detector with unmodulated carrying wave. At first the thesis describes indicator's principle of working and mentions the systemic proposal for working frequency and intensity of ultrasound. Later in detail describes individual blocks, which the detector consists of. At every block of system is mentioned the diagram of connection and values of components, which are ascertained from calculation, simulation and recommendation of producer.

KEYWORDS

Doppler phenomenon, ultrasound, detector, blood

KLÜGL, J. *Dopplerovský indikátor toku krve*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Ústav radioelektroniky, 2012. 44 s., 5 s. příloh. Bakalářská práce. Vedoucí práce: doc. Ing. Jiří Rozman, CSc.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma Dopplerovský indikátor toku krve jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této bakalářské práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a/nebo majetkových a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

V Brně dne

.....

(podpis autora)

PODĚKOVÁNÍ

Děkuji vedoucímu bakalářské práce doc. Ing. Jiřímu Rozmanovi, CSc. za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé bakalářské práce.

V Brně dne

.....

(podpis autora)

Obsah

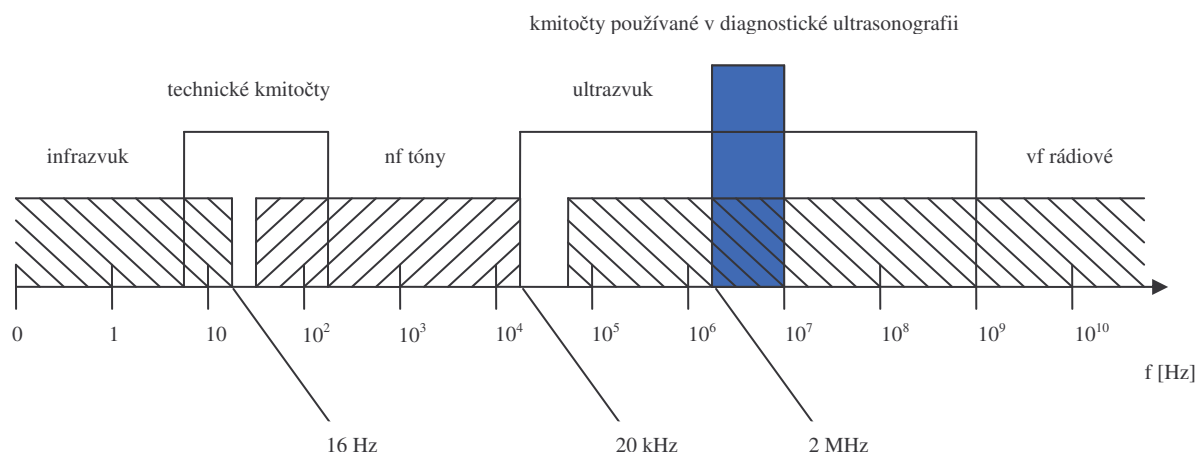
1 ÚVOD	7
2 FYZIKÁLNÍ A BIOLOGICKÉ PRINCIPY	8
2.1 ROZDĚLENÍ SPEKTRA KMITOČTU	8
2.2 ULTRAZVUKOVÉ VLNĚNÍ	8
2.3 DOPPLERŮV JEV	9
2.3.1 Charakteristika jevu	9
2.3.2 Využití jevu v ultrasonografii	9
2.4 ÚČINKY ULTRAZVUKU NA ŽIVÝ ORGANISMUS	9
3 SYSTÉMOVÝ NÁVRH	10
3.1 ROZDĚLENÍ DOPPLEROVSKÝCH SYSTÉMŮ	10
3.1.1 Dopplerovské systémy s nemodulovanou nosnou vlnou	10
3.1.2 Dopplerovské systémy s modulovanou nosnou vlnou	11
3.2 BLOKOVÉ SCHÉMA NESMĚROVÉHO DOPPLEROVSKÉHO SYSTÉMU	11
3.3 PROPOČET ZÁKLADNÍCH PARAMETRŮ SYSTÉMU	12
3.3.1 Výpočet Dopplerova zdvihu	12
3.3.2 Výpočet vstupního napětí	12
3.4 POPIS SYSTÉMU	13
3.4.1 Realizace	14
4 OBVODOVÉ ŘEŠENÍ	15
4.1 VYSÍLACÍ ČÁST	15
4.1.1 Oscilátor	15
4.1.2 Vysokofrekvenční zesilovač	20
4.1.3 Simulace vysílací části indikátoru	23
4.2 SONDA	24
4.2.1 Ultrazvukové měniče v sondě	24
4.3 PŘIJÍMACÍ ČÁST	25
4.3.1 Vstupní zesilovač	25
4.3.2 Detektor	27
4.3.3 Filtr	29
4.3.4 Nízkofrekvenční zesilovač	33
4.3.5 Analogově digitální převodník	34
4.3.6 Zobrazení	36
4.4 NAPÁJENÍ	38
4.5 CELKOVÉ SCHÉMA ZAPOJENÍ	39
4.6 SOUPISKA SOUČÁSTEK	40
5 ZÁVĚR	41
SEZNAM LITERATURY	42
SEZNAM ZKRATEK A SYMBOLŮ	43
SEZNAM PŘÍLOH	44

1 Úvod

Dopplerovská ultrasonografie je souhrnný název pro odvětví moderních lékařských zobrazovacích metod, bez kterých by se dnešní lékařská diagnostika jen těžko obešla. Tyto přístroje využívají ke své činnosti Dopplerův jev, který jako první popsal v roce 1842 rakouský fyzik a matematik Johann Christian Doppler. Tato bakalářská práce se zabývá návrhem obvodového řešení nesměrového dopplerovského indikátoru toku krve cévami s nemodulovanou nosnou vlnou. V rámci systémového návrhu je zde ze zadané pracovní frekvence 4 MHz a intenzity ultrazvuku 500 mW/cm^2 , vypočítaná požadovaná hodnota napětí na vstupu přístroje a hodnota Dopplerova zdvihu. Dopplerův zdvih je frekvence o určité šířce pásma obsažená ve frekvenčním spektru přijatého odraženého ultrazvukového signálu, nesoucí informaci o přítomnosti krevního toku a jeho rychlosti. Práce dále obsahuje blokové schéma indikátoru, tvořené vysílací částí, sondou a přijímací částí. Na základě tohoto schématu je popsána funkce indikátoru a návrh obvodového řešení jednotlivých částí systému, starajících se o generování, vysílání, příjem a zpracování signálu, a také zobrazení výsledné informace. Na závěr je práce doplněna celkovým schématem zapojení, soupiskou součástí a podklady pro výrobu desky plošných spojů.

2 Fyzikální a biologické principy

2.1 Rozdělení spektra kmitočtu



Obr. 2.1: Spektrum kmitočtu.

2.2 Ultrazvukové vlnění

Zvuk je mechanické vlnění látkového prostředí, které je člověk schopen vnímat ve frekvenčním rozsahu od 16 Hz do 20 kHz. Jako ultrazvukové vlnění se označuje zvuk o frekvencích 20 kHz až 1 GHz, přičemž v diagnostické ultrasonografii se využívá v rozsahu od 2 MHz do 10 MHz, viz Obr. 2.1. Ke vzniku mechanického vlnění je potřeba nosné médium (hmotné prostředí), proto se zvuk nemůže šířit ve vakuu. Mechanické vlnění se šíří buď jako příčné, kde jsou kmity kolmé ke směru šíření vlny nebo jako podélné, kde jsou kmity rovnoběžné se směrem šíření. Zvuk se může šířit jako podélné vlnění v pevných, kapalných i plynných látkách. V pevných látkách se pak může šířit také jako příčné vlnění, [10].

Pro ultrazvukové vlnění platí následující fyzikální zákony. Odráží se na rozhraních dvou prostředí o různé hustotě tím intenzivněji, čím je hustota daných prostředí rozdílnější. Rozptyluje se na rozhraních struktur, které jsou menší než je jeho vlnová délka. Pokud nedopadá na rozhraní dvou prostředí kolmo, dojde k ohybu (lomu). Průchodem hmotným prostředím ztrácí vlnění energii, kterou předává okolí ve formě tepelné energie.

Rychlost ultrazvuku závisí na hustotě prostředí, ve kterém se šíří. Čím je hustota prostředí vyšší, tím je i rychlost ultrazvuku vyšší. Nejrychleji se tedy šíří v pevných látkách (kostech), pomaleji v kapalinách (krvi) a nejpomaleji v plynných látkách, [2].

2.3 Dopplerův jev

2.3.1 Charakteristika jevu

Tento jev jako první popsal v roce 1842 rakouský fyzik a matematik Johann Christian Doppler. Experimentálně ho však potvrdil v roce 1845 holandský fyzik a meteorolog Christopher Heinrich Dietrich Buys Ballot, [10]. Svůj pokus provedl na železniční trati pomocí otevřeného vagónu plném hudebníků, kteří hráli na trubky jeden tón. Druhá skupina hudebníků byla nedaleko trati a hodnotila změnu výšky tónu v závislosti na rychlosti vlaku. Dopplerův jev nastává při pohybu zdroje zvuku a pozorovatele, který tento zvuk vnímá. Pozorovatel přitom slyší zvuk jiné frekvence, než je frekvence zdroje. Jestliže se zdroj zvuku přibližuje směrem k pozorovateli, vnímá pozorovatel zvuk vyšší frekvence než je skutečná. Pokud se zdroj zvuku od pozorovatele vzdaluje, vnímá pozorovatel zvuk nižší frekvence než je skutečná. Tento jev platí i v případě, kdy je zdroj zvuku v klidu a pozorovatel v pohybu. Čím je větší rychlost, kterou se vůči sobě zdroj a pozorovatel pohybují, tím větší je rozdíl mezi frekvencí vysílanou a přijímanou.

2.3.2 Využití jevu v ultrasonografii

Pomocí dopplerovských systémů jsme schopni zjistit, jestli je v cévě přítomen krevní tok nebo zda-li je céva průchodná. Pokud ano, můžeme pomocí těchto systémů změřit rychlost proudění a směr toku krve cévami. Dovedou však také rozlišit jednotlivé typy rychlostních profilů cév, detekovat bublinky plynu v krvi a podat nám i informace o dalších parametrech krevního toku. Největší uplatnění mají tyto systémy v angiologii. Využívá se jich ale i v dalších oborech, například v kardiologii, porodnictví, gynekologii, gastroenterologii a urologii.

2.4 Účinky ultrazvuku na živý organismus

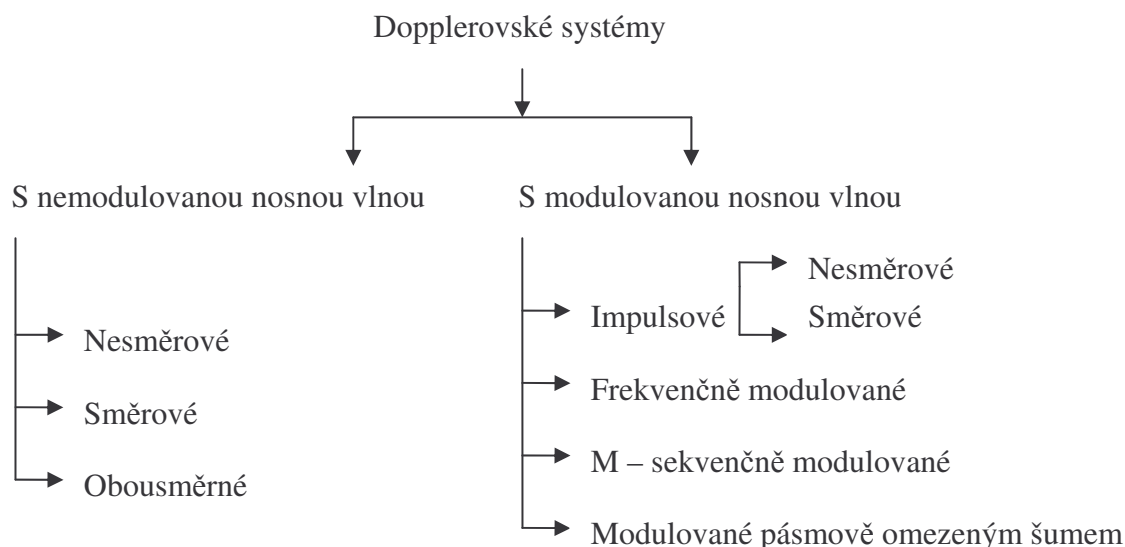
Mezi biologické účinky ultrazvuku patří všechny jevy v živé tkáni způsobené v důsledku působení ultrazvukového vlnění. Mezi dva dosud známé účinky ultrazvuku patří ohřev tkání a kavitace. Pro charakteristiku biologických účinků jsou používány veličiny intenzita SPTAd, tepelný index a mechanický index.

Lokální zvýšení teploty tkáně je způsobeno absorpcí ultrazvukových vln a závisí na množství vyslané akustické energie, objemu a vlastnostech tkáně. V diagnostice se jako bezpečná hranice rozumí, pokud se teplota místa, na které je působeno vlněním nezvýší o více než 1°C.

Při kavitaci působí ultrazvukové vlnění na mikroskopické částičky plynů a par ve tkáních a tělesných tekutinách tak, že při vyšších intenzitách může dojít k narušení spojitosti prostředí a vzniku bubliny, která následně rychle zaniká. Kavitační účinek závisí na rezonanční frekvenci částic vystavených vlnění, pracovní frekvenci měniče a akustickém tlaku vlnění.

3 Systémový návrh

3.1 Rozdělení dopplerovských systémů



Obr. 3.1: Rozdělení systémů (převzato z [1]).

3.1.1 Dopplerovské systémy s nemodulovanou nosnou vlnou

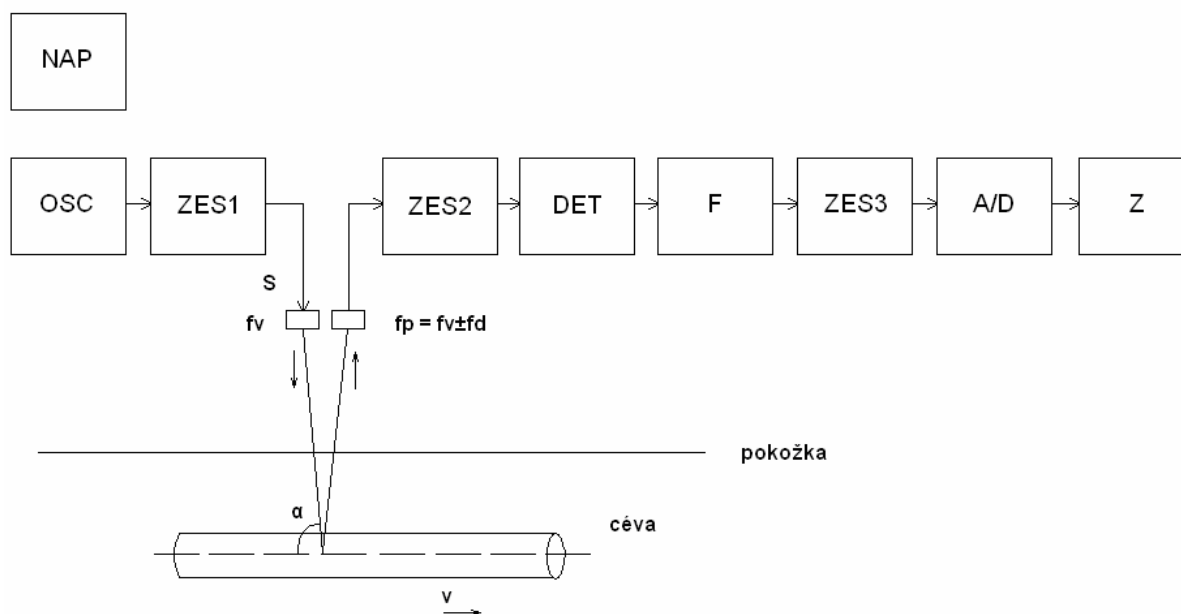
Systémy s nemodulovanou nosnou vlnou (také nazývané jako systémy s kontinuální nosnou vlnou) patří mezi technicky nejjednodušší realizaci dopplerovského přístroje a dále se dělí na nesměrové, směrové a obousměrné, viz Obr. 3.1. Nesměrové systémy se používají jako indikátory rychlosti pohybu tkání nebo toku krve, směrové a obousměrné pak jako měřiče rychlosti. Sondy těchto systémů pracují se dvěma piezoelektrickými měniči. Jeden měnič nepřetržitě vysílá ultrazvukové vlnění a druhý pak souvisle odrazy jednotlivých vln přijímá. Nevýhodou těchto systémů je, že na výsledné podobě dopplerovského signálu se podílejí všechny cévy z oblasti citlivosti sondy, navíc uložené v rozdílných hloubkách, takže není možné určit, od které z nich signál pochází. Naopak výhodou těchto přístrojů je kromě nižší ceny také to, že díky na sobě nezávislému vysílání a příjmu můžeme měřit prakticky libovolně velké rychlosti toku krve bez zkreslení. Tyto systémy používají například porodníci pro monitorování srdeční akce plodu nebo tvoří základ přenosných přístrojů používaných cévními chirurgy pro vyšetření cév končetin, [2].

3.1.2 Dopplerovské systémy s modulovanou nosnou vlnou

Tyto systémy se označují také jako pulzní dopplerovské systémy. Pro generování signálu používají jeden piezoelektrický měnič, který střídavě vysílá a přijímá ultrazvukové vlnění. Pokud se v oblasti citlivosti sondy nachází více cév, jsme pomocí těchto systémů schopni přesně určit, od které z nich a z jaké hloubky přijímaný signál pochází, ale také průtočné množství. Doba mezi vysláním impulzu a začátkem příjmu definuje vzdálenost cévy od sondy, délka časového intervalu mezi začátkem a koncem příjmu pak definuje rozměr oblasti ve směru osy, ze které budou odrazy zpracovávány. Mezi největší výhodu těchto systémů patří přesná lokalizace zdroje frekvenčních posuvů ve směru osy vlnění. Nevýhodou těchto systémů je, že od určité rychlosti průtoku krve přijímají frekvenční posuvy se zkreslením. Tato rychlost je závislá na pracovní frekvenci sondy, orientaci cévy vůči vlnění a vzdálenosti cévy od sondy, [2].

3.2 Blokové schéma nesměrového dopplerovského systému

Bakalářská práce se zabývá návrhem nesměrového dopplerovského indikátoru toku krve s nemodulovanou nosnou vlnou, viz Obr. 3.2, pracujícího na frekvenci 4 MHz s intenzitou ultrazvuku 500 mW/cm^2 .



Obr. 3.2: Blokové schéma (převzato z [1]).

NAP.....	napájení
OSC	oscilátor
ZES1.....	vysokofrekvenční zesilovač
ZES2.....	vstupní zesilovač
DET	detektor
F.....	filtr
ZES3.....	nízkofrekvenční zesilovač
A/D	A/D převodník
Z	zobrazení

S..... sonda tvořená dvěma piezoelektrickými měniči
 f_v vysílaná frekvence
 $f_p = f_v \pm f_d$ přijímaná frekvence
 f_d Dopplerův zdvih
 α úhel mezi cévou a vyslaným signálem
 v rychlost krve.

3.3 Propočet základních parametrů systému

Všechny vzorce použité v této kapitole jsou převzaty z [1].

3.3.1 Výpočet Dopplerova zdvihu

$$f_{d1} = 2 \cdot f_v \cdot \frac{v}{c} \cdot \cos \alpha = 2 \cdot (4 \cdot 10^6) \cdot \frac{6,54 \cdot 10^{-2}}{1,5 \cdot 10^3} \cdot \cos 55^\circ = \underline{200 \text{ Hz}} \quad (3.1)$$

$$f_{d2} = 2 \cdot f_v \cdot \frac{v}{c} \cdot \cos \alpha = 2 \cdot (4 \cdot 10^6) \cdot \frac{49 \cdot 10^{-2}}{1,5 \cdot 10^3} \cdot \cos 55^\circ = \underline{1,5 \cdot 10^3 \text{ Hz}} \quad (3.2)$$

f_{d1}, f_{d2} Dopplerův zdvih
 f_v frekvence vysílaného signálu
 $\cos \alpha$ úhel viz Obr. 3.2
 v rychlost krve
 c průměrná rychlost šíření uzv. vln ve tkáni.

$$B = \Delta f_d = f_{d2} - f_{d1} = 1,5 \cdot 10^3 - 200 = \underline{1,3 \cdot 10^3 \text{ Hz}} \quad (3.3)$$

B šířka pásma.

3.3.2 Výpočet vstupního napětí

$$S = \frac{\pi \cdot d^2}{4} = \frac{3,14 \cdot (8 \cdot 10^{-3})^2}{4} = \underline{50,24 \cdot 10^{-6} \text{ m}^2} \quad (3.4)$$

S plocha měniče
 d průměr měniče.

$$I = \frac{N}{S} \Rightarrow N = I \cdot S = 5 \cdot 10^3 \cdot 50,24 \cdot 10^{-6} = \underline{0,251 \text{ W}} \quad (3.5)$$

I intenzita ultrazvuku
 N akustický výkon.

$$P_v = \frac{N}{k_{v33}^2} = \frac{0,251}{0,72^2} = \underline{0,485 \text{ W}} \quad (3.6)$$

P_v výstupní výkon generátoru
 k_{v33} koeficient elektromechanické vazby.

$$\eta = \frac{N}{P_v} \cdot 100 = \frac{0,251}{0,485} \cdot 100 = \underline{51,75 \%} \quad (3.7)$$

η účinnost měniče.

$$P_v = \frac{U^2}{R} \Rightarrow U = \sqrt{P_v \cdot R} = \sqrt{0,485 \cdot 100} = \underline{6,96 \text{ V}} \quad (3.8)$$

U vstupní napětí
 R odpor měniče.

3.4 Popis systému

Nesměrový dopplerovský systém se skládá z vysílací části, sondy a přijímací části. Vysílací část je tvořena oscilátorem, který generuje střídavý elektrický signál, jenž je následně zesilován výkonovým stupněm a přiveden na vysílací ultrazvukový měnič, který vyše k měřenému objektu paprsek ultrazvukového vlnění. Hodnota budícího napětí měniče je vypočítaná z jeho účinnosti a zadané intenzity ultrazvuku, viz 3.3.2. Odražený signál je zachycen přijímacím uzv. měničem. Ultrazvuková vlna odražená od nepohyblivých struktur má stejnou frekvenci jako vyslaná vlna, naopak vlna odražená od pohyblivých struktur (například od červených krvinek v krvi) je frekvenčně posunuta, [1]. Hodnota tohoto posunutí (Dopplerova zdvihu) je vypočítaná, viz 3.3.1.

Přijatý signál je však značně zeslaben. Při průchodu ultrazvukové vlny snímaným prostředím klesá její energie v závislosti na daném prostředí. Útlum vlnění je způsoben jednak rozptylem v důsledku odrazu, lomu a ohybu vlnění na dílčích rozhraních ve struktuře látek, ale také absorpcí, při které se mechanická energie vlnění mění na tepelnou v důsledku vnitřního tření kmitajících částic, [1]. Přijatý signál musí být tedy nejprve zesílen vysokofrekvenčním zesilovačem. Tento signál je však amplitudově modulován a skládá se z velké hodnoty nosné a slabé hodnoty dopplerovského signálu, nesoucího informaci o rychlosti pohybu struktury. Signál je tedy přiveden na detektor, který provede demodulaci nosné od dopplerovského signálu. Následné vymezení užitečného pásma se provede pomocí filtru tvořeného aktivní dolní a horní propustí. Po vyfiltrování je nutné signál zesílit nízkofrekvenčním zesilovačem a po převedení A/D převodníkem zjištěnou hodnotu frekvence zobrazit na LCD displeji.

3.4.1 Realizace

Bakalářská práce se nezabývá realizací indikátoru, ale výsledný medicínský přístroj by měl vypadat následovně. Měl by být rozměrově co nejmenší (protože se jedná o přenosný indikátor), přehledný a pro lékaře snadno ovladatelný (samotná obsluha i výměna baterií). Velikost přístroje ovlivňují především rozměry a tvar desky plošných spojů. Všechny bloky, ze kterých se indikátor skládá, budou osazeny na jedné desce obdélníkového tvaru. Návrh desky plošných spojů je uveden v příloze. Deska by byla uložena v nerozebíratelném plastovém krytu. Kryt by v části nad LCD displejem obsahoval průhledné plexisklo, v místě uložení baterií otevíratelnou krytku a na vrchní straně jednoduchý držák sondy, aby při nečinnosti zařízení byla bezpečně uložena, čímž se usnadní jeho skladovatelnost a přenosnost. Oba zesilovače v přijímací části budou mít nastavitelné zesílení odporovými trimry, které budou mít vyvedené kontakty s drážkou na šroubovák na povrch krytu, manipulace s nimi ale nebude častá, protože zesilovače budou mít nastavené optimální zesílení, vzhledem k předpokládanému zpracovávanému signálu. Rovněž by bylo vhodné, kdyby někde na povrchu krytu zařízení byla natištěna zmenšenina převodní tabulky frekvence na rychlost, viz Tab. 4.1. Samotná sonda, v níž jsou umístěny dva ultrazvukové měniče (každý o průměru 8 mm), by měla takové rozměry a tvar, aby se lékaři při práci dobře držela v ruce a byla by umístěna na dostatečně dlouhém pohyblivém kabelu, vyvedeném z krytu přístroje. Indikátor by se zapínal a vypínal jednoduchým spínačem umístěným na sondě, aby měl lékař v případě potřeby jednu ruku volnou.

4 Obvodové řešení

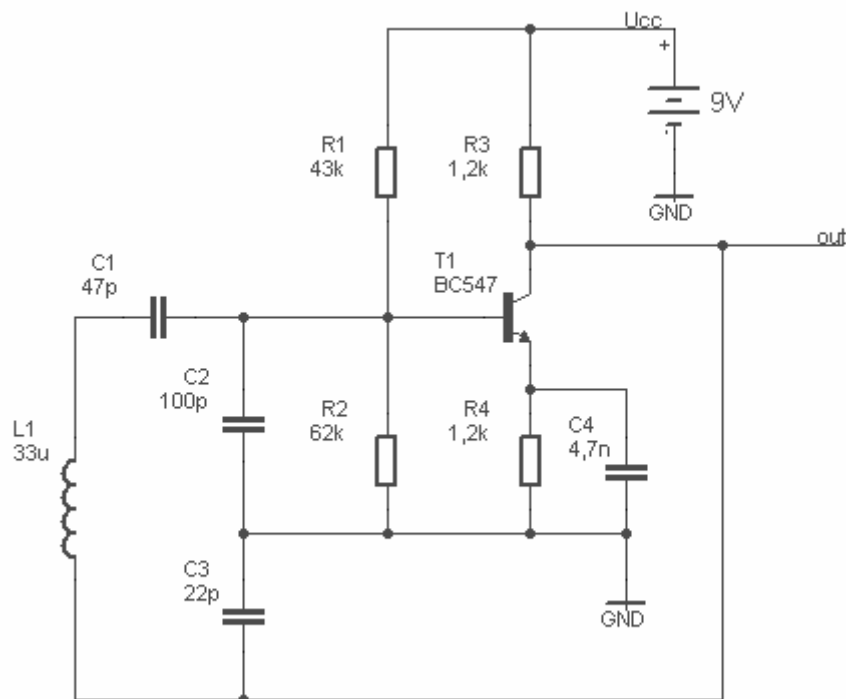
4.1 Vysílací část

Vysílací část přístroje má za úkol přivést na ultrazvukový měnič obsažený v sondě přístroje požadované elektrické napětí. V důsledku působení tohoto napětí měnič vyše k měřenému objektu paprsek ultrazvukového vlnění. Vysílací část tvoří oscilátor a laděný vysokofrekvenční zesilovač.

4.1.1 Oscilátor

V dopplerovských systémech s nemodulovanou nosnou vlnou je vysílací měnič sondy po výkonovém zesílení buzen harmonickým signálem z oscilátoru se zpětnou vazbou. Oscilátor je elektrický obvod, který bez buzení vnějším signálem generuje střídavý elektrický signál. Harmonický oscilátor vytváří vysokofrekvenční napětí sinusového průběhu s přesně určenou a stálou frekvencí. Harmonické oscilátory se skládají ze zesilovače, z jehož výstupu je přes obvod zpětné vazby přivedeno budící napětí na jeho vstup a z řídicího obvodu, který obsahuje prvek RC nebo LC, podle toho, o jaký typ oscilátoru se jedná a svými vlastnostmi určuje frekvenci generovaného napětí.

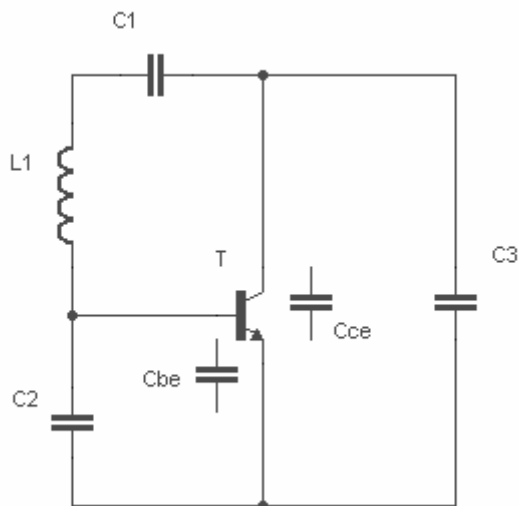
V tomto přístroji bude použit LC oscilátor, konkrétně Clappovo zapojení, viz Obr. 4.1. LC oscilátory se skládají z rezonančního obvodu, tvořeného cívkou a kondenzátorem, tranzistoru jako zesilovacího členu a kladné zpětné vazby, pomocí které vznikají netlumené kmity s konstantní amplitudou a frekvencí, určenou rezonančním obvodem. Pro frekvenci platí Thomsonův vztah, viz (4.3). Oscilátory tohoto typu mají nejméně zkreslený průběh výstupního napětí, protože rezonanční obvod potlačuje vyšší harmonické složky. U oscilátorů se požaduje dobrá kmitočtová stálost (stabilita). Clappův oscilátor má stabilitu frekvence $\varepsilon = 10^{-5}$. Stabilita oscilátoru je číselně určena absolutní hodnotou podílu změny kmitočtu, ke které došlo během určitého časového intervalu a za definovaných provozních podmínek a stabilního kmitočtu, [3]. Stabilita kmitočtu závisí zejména na teplotě, na změnách vlastností tranzistorů (vstupní a výstupní kapacity) a na činiteli jakosti rezonančního obvodu.



Obr. 4.1: Zapojení oscilátoru (převzato z [3]).

Výpočet obvodových prvků oscilátoru

Vzorce pro výpočet obvodových prvků oscilátoru jsou převzaty z [3],[6] a [8].



Obr. 4.2: Clappův oscilátor (převzato z [6]).

Z teoretických poznatků o Clappově oscilátoru, viz Obr. 4.2, plyne, že výsledná hodnota kapacity rezonančního obvodu (tedy paralelní spojení kondenzátorů C_1 , C_2 a C_3) pro výpočet rezonanční frekvence, je úměrná velikosti kondenzátoru C_1 . Velikosti kondenzátorů C_2 a C_3 se volí mnohonásobně větší než kapacity přechodu báze-emitor a kolektor-emitor tranzistoru viz (4.1) a (4.2), které jsou pro daný tranzistor uvedeny v jeho katalogových listech. Jako tranzistor zde bude použit bipolární NPN tranzistor BC547C. Pracovní bod bude mít nastaven tak, že odběr jeho kolektorového proudu bude 4 mA, typická hodnota

proudového zesilovacího činitele tohoto tranzistoru je 500. Maximální kolektorový proud je 100 mA a tranzitní kmitočet 300 MHz [14].

Oscilátor má kmitat na frekvenci 4 MHz. Podle vztahu (4.3) je zvolena hodnota jednoho prvku a hodnota druhého je dopočítána. Je vhodné volit cívku, protože pro kondenzátor se snadněji vybere odpovídající velikost ze standardizované řady. Indukčnost cívky je volena řádově v μH , protože například cívka o indukčnosti 1 mH má natolik velkou hodnotu parazitní kapacity, že brání oscilátoru v rozkmitání.

$$C_2 \gg C_{be} \quad (4.1)$$

$$C_2 \gg 10 \text{ pF} \Rightarrow C_2 = \underline{100 \text{ pF}}$$

$$C_3 \gg C_{ce} \quad (4.2)$$

$$C_3 \gg 1.7 \text{ pF} \Rightarrow C_3 = \underline{22 \text{ pF}}$$

C_{be} , C_{ce} hodnoty převzaté z katalogu.

$$f_0 = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot \sqrt{L_1 \cdot C_1}} \Rightarrow C_1 = \frac{1}{4 \cdot \pi^2 \cdot f_0^2 \cdot L_1} = \frac{1}{4 \cdot 3,14^2 \cdot (4 \cdot 10^6)^2 \cdot 33 \cdot 10^{-6}} = 4,8 \cdot 10^{-11} \Rightarrow \underline{47 \text{ pF}} \quad (4.3)$$

f_0 rezonanční frekvence

L_1 zvolená hodnota.

$$I_{b1} = \frac{I_{c1}}{h_{21}} = \frac{0,004}{500} = \underline{8 \cdot 10^{-6} \text{ A}} \quad (4.4)$$

$$I_d = 10 \cdot I_{b1} = 10 \cdot 8 \cdot 10^{-6} = \underline{8 \cdot 10^{-5} \text{ A}} \quad (4.5)$$

I_{b1} proud na bázi tranzistoru

I_{c1} kolektorový proud tranzistoru

I_d proud děličem R_1 , R_2

h_{21} proudový zesilovací činitel tranzistoru.

$$U_{b1} = \frac{U_{cc}}{2} + U_{be} = \frac{9}{2} + 0,65 = \underline{5,15 \text{ V}} \quad (4.6)$$

U_{b1} napětí na bázi tranzistoru

U_{be} napětí báze-emitor tranzistoru odečtené z katalogu.

$$R_1 = \frac{U_{cc} - U_{b1}}{I_d + I_{b1}} = \frac{9 - 5,15}{8 \cdot 10^{-5} + 8 \cdot 10^{-6}} = 43750 \Omega \Rightarrow \underline{43 \text{ k}\Omega} \quad (4.7)$$

$$R_2 = \frac{U_{b1}}{I_d} = \frac{5,15}{8 \cdot 10^{-5}} = 64375 \Omega \Rightarrow \underline{62 \text{ k}\Omega} \quad (4.8)$$

$$U_{ce} = \frac{U_{cc}}{2} = \frac{9}{2} = \underline{4,5 \text{ V}} \quad (4.9)$$

$$R_3 = \frac{U_{cc} - U_{ce}}{I_{c1}} = \frac{9 - 4,5}{0,004} = 1125 \Omega \Rightarrow \underline{1,2 k\Omega} \quad (4.10)$$

$$R_4 = \frac{U_e}{I_{c1}} = \frac{4,5}{0,004} = 1125 \Omega \Rightarrow \underline{1,2 k\Omega} \quad (4.11)$$

U_{cc} napájecí napětí
 U_{ce} napětí kolektor-emitor tranzistoru
 U_e emitorové napětí tranzistoru.

Výpočet amplitudové podmínky oscilátoru.

$$h_{22} = \frac{I_{c1}}{U_{ce}} = \frac{0,004}{4,5} = 888 \cdot 10^{-6} S \quad (4.12)$$

$$r_c = \frac{1}{h_{22}} = \frac{1}{888 \cdot 10^{-6}} = 1126,12 \Omega \quad (4.13)$$

$$R_p = \frac{r_c \cdot R_z}{r_c + R_z} = \frac{1126,12 \cdot 10000}{1126,12 + 10000} = 1012,14 \Omega \quad (4.14)$$

h_{22} výstupní vodivost tranzistoru
 R_p, R_z pomocné odpory z hlediska střídavých signálů
 r_c dynamický odpor kolektoru tranzistoru.

$$r_e = \frac{26}{I_{c1}} + \frac{3}{\sqrt{I_{c1}}} = \frac{26}{4} + \frac{3}{\sqrt{4}} = 8 \Omega \quad (4.15)$$

$$A_0 = \frac{R_p}{r_e} = \frac{1012,14}{8} = 126,5 \quad (4.16)$$

$$\beta \cdot A_0 = 1 \Rightarrow \beta = \frac{1}{A_0} = \frac{1}{126,5} = 0,0079 \quad (4.17)$$

r_e dynamický odpor tranzistoru
 A_0 zesílení zesilovače bez zpětné vazby
 βA_0 činitel zpětné vazby (přenos otevřené smyčky Z_v).

Rovná-li se přenos zpětnovazební smyčky viz (4.17) jedné, jde o kritickou vazbu. Pokud je přenos větší než jedna, amplituda kmitů narůstá. Naopak při přenosu menším než jedna amplituda klesá. Zpětnou vazbu je potřeba volit tak, aby součin βA_0 byl blízký jedné, protože v tom případě dochází dobře ke vzniku kmitů s dostatečně velkou amplitudou.

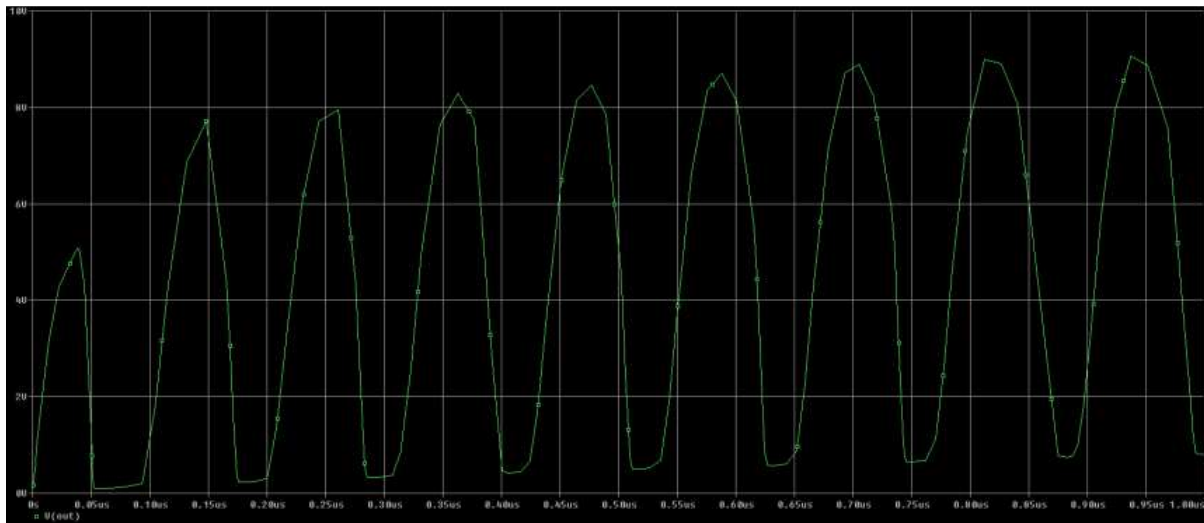
$$C_4 = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot f_d \cdot \left(\frac{r_e \cdot R_4}{r_e + R_4} \right)} = \frac{1}{2 \cdot 3,14 \cdot 4 \cdot 10^6 \cdot \left(\frac{8 \cdot 1125}{8 + 1125} \right)} = 5 \cdot 10^{-9} \text{ F} \Rightarrow \underline{4,7 \text{ nF}}$$

(4.18)

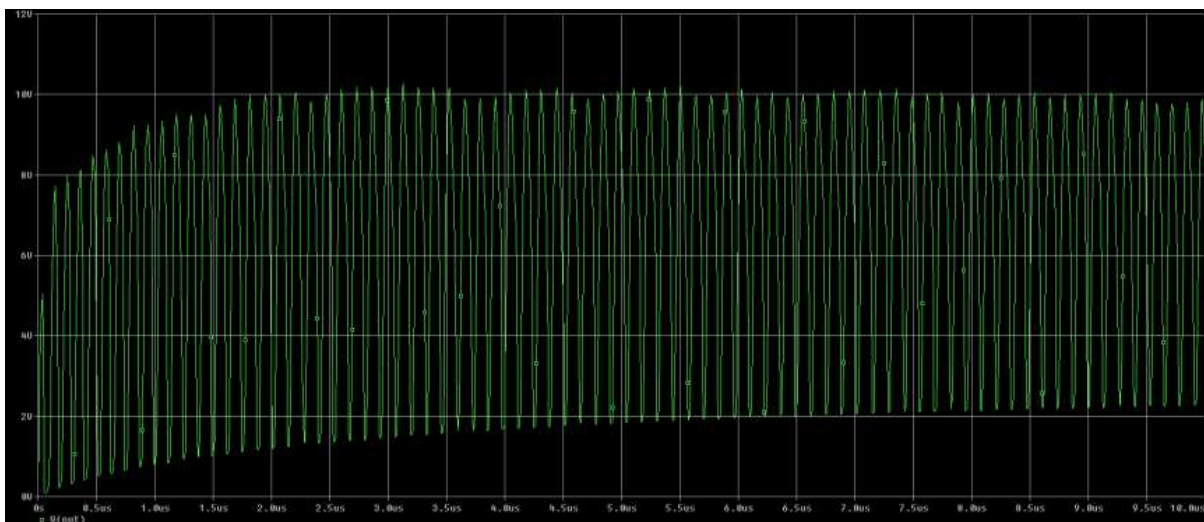
f_d rezonanční frekvence.

Výsledek simulace v PSpice

Simulace v programu PSpice ověřila, že kmity generované oscilátorem jsou nezkreslené, viz Obr. 4.3, s dostatečně velkou amplitudou a po delší době nedochází k jejich utlumení, viz Obr. 4.4.



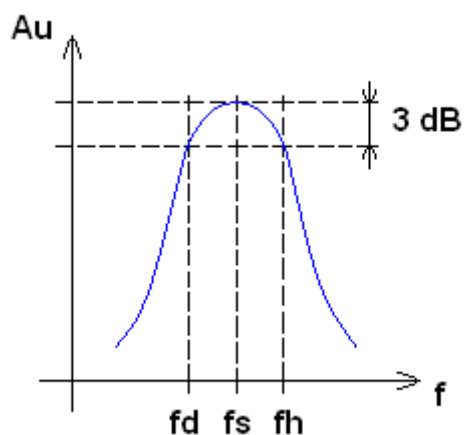
Obr. 4.3: Simulace oscilátoru.



Obr. 4.4: Simulace udržení kmitů.

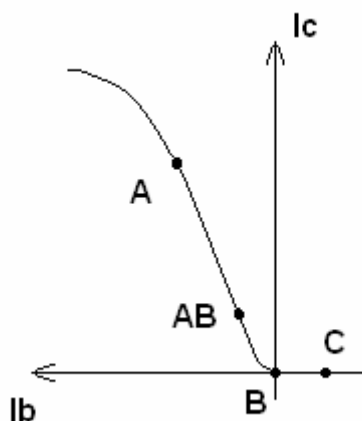
4.1.2 Vysokofrekvenční zesilovač

Ve vysílací části indikátoru bude použit vysokofrekvenční laděný úzkopásmový zesilovač, pomocí kterého bude zesilován signál generovaný z oscilátoru, před jeho přivedením na vysílací měnič. Vysokofrekvenční úzkopásmové zesilovače zesilují signály rozložené v určitém frekvenčním pásmu, viz obr. 4.5. Ve vysokofrekvenční technice se používají zesilovače pracující ve třídě C. Třída zesilovače je dána polohou pracovního bodu na převodní charakteristice tranzistoru. Zesilovače ve třídě C mají velkou účinnost (70 %), velké zkreslení a jejich klidový pracovní bod je umístěn za bodem zániku kolektorového proudu, viz Obr. 4.6. Zesilovače této třídy mají pomocí vhodného předpětí tranzistor uzavřen po většinu periody vstupního signálu. Pouze v okamžicích, kdy součet vstupního napětí a záporného předpětí přesáhne nulovou hodnotu, se tranzistor otevře a propustí proudový impuls, [3]. Tyto zesilovače mají jako zátěž v kolektorovém obvodu zapojen rezonanční obvod, jehož rezonanční frekvence je naladěna na střed přenášeného pásma. Jejich zesílení je tedy maximální při rezonanční frekvenci laděného obvodu a zmenšuje se změnou frekvence zesilovaného signálu. Konkrétní zapojení použitého zesilovače je na Obr. 4.7.



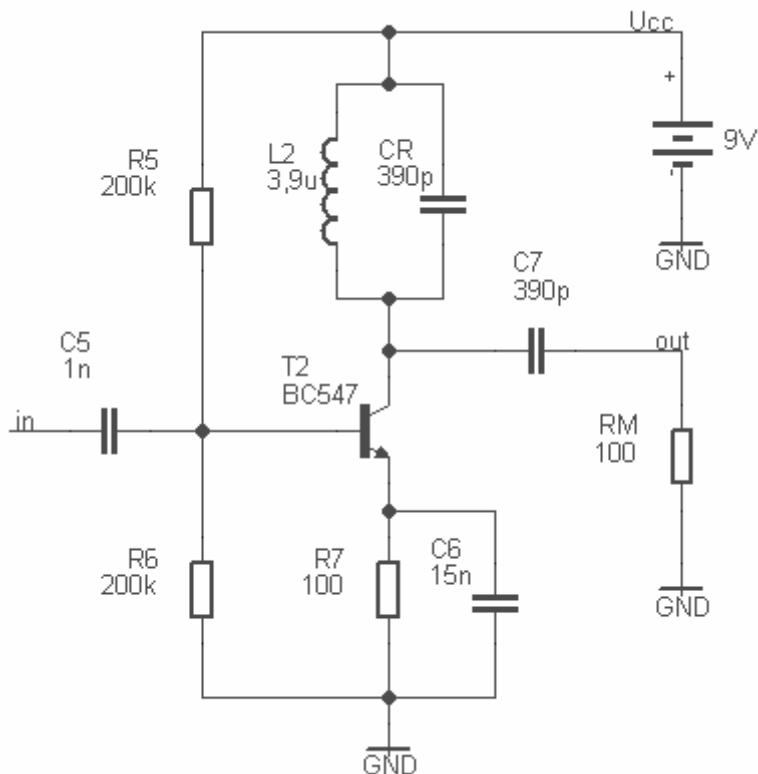
Obr. 4.5: Frekvenční char. úzkopásmového vf. zesilovače (převzato z [3]).

f_s střední frekvence zesilované oblasti
 f_h horní mezní frekvence
 f_d dolní mezní frekvence.



Obr. 4.6: Pracovní třídy zesilovačů.

Jako zesilovací prvek zde bude použit bipolární NPN tranzistor BC547C. Pracovní bod bude mít nastaven tak, že odběr jeho kolektorového proudu bude 12,5 mA. V datasheetu tohoto tranzistoru je pro kolektorový proud 12,5 mA uvedena hodnota napětí báze-emitor rovna 0,75 V. Typická hodnota proudového zesilovacího činitele je 500. Maximální kolektorový proud je 100 mA a tranzitní kmitočet má hodnotu 300 MHz, [14].



Obr. 4.7: Zapojení vf. zesilovače (převzato z [5]).

Výpočet obvodových prvků vf. zesilovače

Vzorce pro výpočet obvodových prvků vf. zesilovače jsou převzaty z [3],[5] a [8].

$$Z_0 = \omega_0 \cdot L \Rightarrow L_2 = \frac{Z_0}{2 \cdot \pi \cdot f_0} = \frac{100}{2 \cdot 3,14 \cdot 4 \cdot 10^6} = 3,98 \cdot 10^{-6} \Rightarrow \underline{3,9 \mu H} \quad (4.19)$$

$$Z_0 = \frac{1}{\omega_0 \cdot C} \Rightarrow C_R = \frac{1}{Z_0 \cdot 2 \cdot \pi \cdot f_0} = \frac{1}{100 \cdot 2 \cdot 3,14 \cdot 4 \cdot 10^6} = 398 \cdot 10^{-12} F \Rightarrow \underline{390 pF} \quad (4.20)$$

Z_0 impedance rez. obvodu za rezonance
 f_0 rezonanční frekvence.

$$y_{21} = 35 \cdot I_{c2} = 35 \cdot 0,0125 = \underline{0,4375 S} \quad (4.21)$$

$$y_{22} = \frac{y_{21}}{h_{21}} = \frac{0,4375}{500} = \underline{8,75 \cdot 10^{-4} S} \quad (4.22)$$

$$r_c = \frac{1}{y_{22}} = \frac{1}{8.75 \cdot 10^{-4}} = \underline{\underline{1142,85 \Omega}} \quad (4.23)$$

I_{c2}	kolektorový proud tranzistoru
h_{21}	proudový zesilovací činitel tranzistoru
y_{21}	přenosová admitance
y_{22}	výstupní admitance
r_c	dynamický odpor kolektoru tranzistoru.

Výpočet zesílení zesilovače.

$$A_u = y_{21} \cdot (Z_0 // r_c // R_m) = 0,4375 \cdot (100 // 1142,85 // 100) = 20,95 \quad (4.24)$$

A_u zesílení na rez. kmitočtu
 R_m odpor ultrazvukového měniče.

$$I_{b2} = \frac{I_{c2}}{h_{21}} = \frac{0,0125}{500} = \underline{\underline{25 \cdot 10^{-6} A}} \quad (4.25)$$

Výpočet odporového děliče v bázi tranzistoru T_2 , kterým se nastaví pracovní bod tranzistoru. Dělič je navržen tak, aby vstupní odpor zesilovače byl 100 k Ω . Při této hodnotě nebude předcházející obvod zesilovačem příliš zatěžován.

$$U_{b0} = I_{b2} \cdot R_d + U_{be} + I_{c2} \cdot R_7 = 25 \cdot 10^{-6} \cdot 100 \cdot 10^3 + 0,75 + 0,0125 \cdot 100 = 4,5V$$

$$R_5 = \frac{R_d}{U_{b0}} = \frac{100000}{4,5} = \underline{\underline{200k\Omega}} \quad (4.26)$$

$$\overline{U_{cc}} \quad \overline{9} \quad (4.27)$$

$$R_d = \frac{R_5 \cdot R_6}{R_5 + R_6} \Rightarrow R_6 = \frac{R_d \cdot R_5}{R_5 - R_d} = \frac{100000 \cdot 200000}{200000 - 100000} = \underline{200 \text{ k}\Omega} \quad (4.28)$$

$$re = \frac{26}{I_{c2}} + \frac{3}{\sqrt{I_{c2}}} = \frac{26}{12,5} + \frac{3}{\sqrt{12,5}} = \underline{2,93 \Omega} \quad (4.29)$$

U_{b0}	napětí na bázi tranzistoru
I_{b2}	proud na bázi tranzistoru
U_{be}	napětí mezi bází a emitorem tranzistoru
R_7	zvolená hodnota odporu
r_e	dynamický odpor tranzistoru.

Hodnota kondenzátoru C_5 je zvolena 1 nF. Při menší hodnotě než 1 nF zesilovač nepracoval správně.

$$C_6 = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot f_0 \cdot \left(\frac{re \cdot R_7}{re + R_7} \right)} = \frac{1}{2 \cdot 3,14 \cdot 4 \cdot 10^6 \cdot \left(\frac{2,93 \cdot 100}{2,93 + 100} \right)} = 13,98 \cdot 10^{-9} F \Rightarrow \underline{15 nF} \quad (4.30)$$

$$C_7 = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot f_0 \cdot R_m} = \frac{1}{2 \cdot 3,14 \cdot 4 \cdot 10^6 \cdot 100} = 398 \cdot 10^{-12} \text{ F} \Rightarrow \underline{390 \text{ pF}} \quad (4.31)$$

Výsledek simulace v PSpice

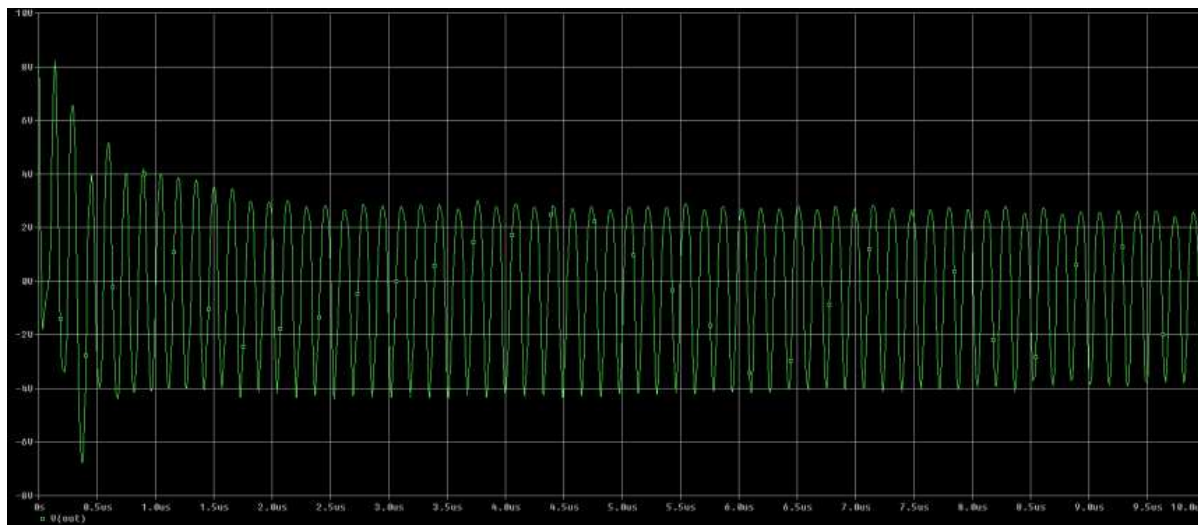
Při přivedení napětí 2 mV o frekvenci 4 MHz na vstup vysokofrekvenčního zesilovače bylo na jeho výstupu napětí o velikosti 42 mV, viz Obr. 4.8. Dané zesílení tedy přesně odpovídá teoretickým předpokladům, viz (4.24). Skutečné zesílení je tedy dostatečné pro zesílení kmitů generovaných oscilátorem.



Obr. 4.8: Simulace vysokofrekvenčního zesilovače.

4.1.3 Simulace vysílací části indikátoru

Simulace přivedeného budícího napětí na ultrazvukový měnič, po spojení oscilátoru s vysokofrekvenčním zesilovačem, viz Obr. 4.9.



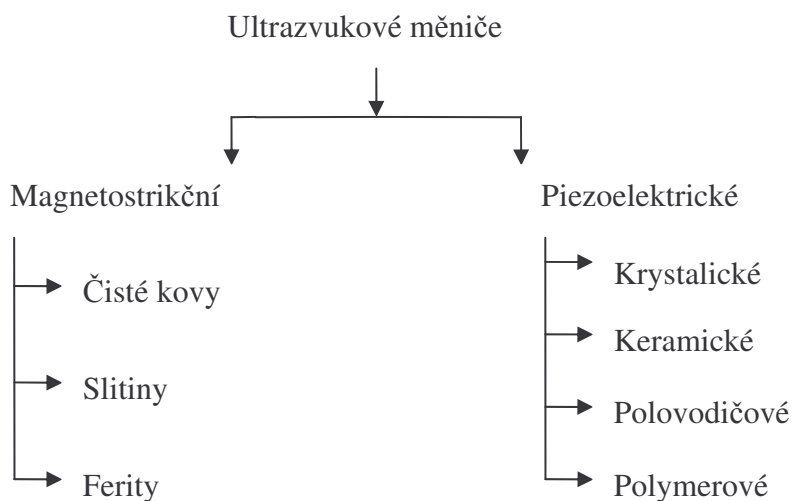
Obr. 4.9: Simulace vysílací části indikátoru.

4.2 Sonda

Tato část indikátoru zprostředkovává komunikaci mezi přístrojem a měřeným objektem, její podoba je popsána viz 3.4.1. Sonda obsahuje vysílací a přijímací ultrazvukový měnič.

4.2.1 Ultrazvukové měniče v sondě

Ultrazvukové měniče slouží jako vysílače a přijímače ultrazvukových vln a dělí se na magnetostrikční, které se používají pro rozsah frekvencí 16 – 100 kHz a piezoelektrické, které se používají v zařízeních s pracovní frekvencí nad 100 kHz, viz Obr. 4.10. Piezoelektrické měniče využívají ke své činnosti přímý a nepřímý piezoelektrický jev. Při přímém piezoelektrickém jevu je měnič schopen generovat elektrické napětí při jeho deformování (např. namáhání v tlaku, tahu, ohybu a krutu). V případě nepřímého piezoelektrického jevu je měnič deformován v důsledku působení elektrického napětí. Při vysokých teplotách dochází u všech materiálů ke ztrátě piezoelektrických vlastností. K těmto ztrátám dochází při překročení teplotní hranice, která se nazývá Curieova teplota a je charakteristická pro každý druh materiálu.



Obr. 4.10: Rozdělení měničů (převzato z [1]).

V tomto přístroji budou jako piezoelektrické měniče použity měniče keramické, konkrétně typ APC850 vyráběný v České republice, [11]. Keramika APC850 je tuhý roztok PbZrO_3 (zirkoničitan olova), který je v celku zastoupen 40 molárními procenty, a PbTiO_3 (titaničitan olova), kterého keramika obsahuje 60 molárních procent. Největší výhodou keramických měničů je, že můžeme vyrobit prakticky libovolný tvar měniče (například obdélník, kruh, tyčinku, prstenec, atd.). Další výhodou je možnost měnit poměr jednotlivých složek, ze kterých je měnič vyroben a tím dosáhnout rozdílných vlastností daných měniči, například Curieovy teploty. Tvar měničů bude kruhový, s průměrem 8 mm. Z hlediska obvodových prvků je ultrazvukový měnič rezistor s hodnotou 100Ω .

Vlastnosti keramiky APC850

$\epsilon_{33}/\epsilon_0 = 1750$	permitivita
$\tan\alpha = 1,4$	dielektrické ztráty
$T_C = 360\text{ }^\circ\text{C}$	Curieova teplota
$k_p = 0,63$	koeficient elektromechanické vazby
$k_{33} = 0,72$	koeficient elektromechanické vazby
$k_{31} = 0,36$	koeficient elektromechanické vazby
$k_{15} = 0,68$	koeficient elektromechanické vazby
$d_{33} = 400 \cdot 10^{-12}\text{ C/N}$	piezoelektrický nábojový koeficient
$-d_{31} = 175$	piezoelektrický nábojový koeficient
$d_{15} = 590 \cdot 10^{-12}\text{ m/V}$	piezoelektrický nábojový koeficient
$g_{33} = 26 \cdot 10^{-3}\text{ Vm/N}$	napětový koeficient
$-g_{31} = 12,4$	napětový koeficient
$g_{15} = 36 \cdot 10^{-3}\text{ m}^2/\text{C}$	napětový koeficient
$S_{11}^E = 15,3 \cdot 10^{-12}\text{ m}^2/\text{N}$	elastická konstanta
$S_{33}^E = 17,3 \cdot 10^{-12}\text{ m}^2/\text{N}$	elastická konstanta
$\rho = 7,7\text{ g/cm}^3$	hustota
$Q_m = 80$	koeficient mechanické jakosti.

4.3 Přijímací část

Úkolem přijímací části je zpracovat a zobrazit přijatý odražený ultrazvukový signál. Přijímací část je tvořena vstupním zesilovačem, který signál zesílí tak, aby s ním šlo dále pracovat. Dále detektorem, který provede demodulaci nosného signálu od užitečného dopplerovského signálu. Pomocí filtrů je následně vymezeno užitečné pásmo, ve kterém je obsažena informace o rychlosti krve. Vyfiltrovaný signál je nutno zesílit nf. zesilovačem a po převedení A/D převodníkem zobrazit výslednou informaci na LCD displeji.

4.3.1 Vstupní zesilovač

Odražený ultrazvukový signál bude po přijetí přijímacím měničem zesílen zesilovačem využívajícím operační zesilovače. Operační zesilovače jsou širokopásmové zesilovače s velkým zesílením, které jsou výhradně konstruovány jako integrované obvody. Hodnota přijatého signálu bude řádově v milivoltech, takže od zesilovače bude požadováno velké zesílení (alespoň 1000), viz (4.32) [3], aby měl signál před vstupem do detektoru velikost řádově ve voltech.

$$A_u = \frac{U_2}{U_1} = \frac{1}{0,001} = 1000 \quad (4.32)$$

A_u	zesílení zesilovače
U_1	napětí na vstupu zesilovače
U_2	napětí na výstupu zesilovače.

Vstup tohoto zesilovače bude opatřen přídatnou ochranou, tvořenou dvojicí Zenerových diod typu BZX 85, které jej ochrání před napětovým přetížením. Tyto diody ochrání zesilovač v případě, pokud by se na jeho vstupu vyskytlo větší napětí, než které je zesilovač schopen zvládnout a zabrání tak jeho zničení.

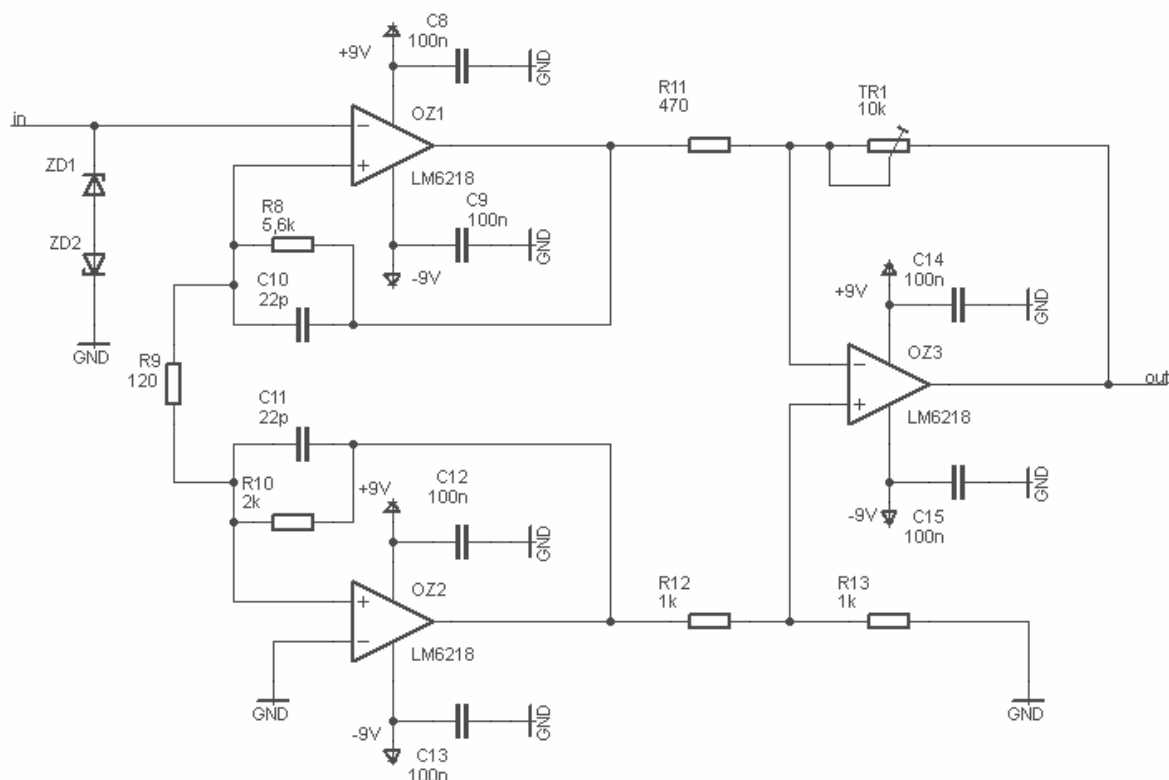
K ochraně napájecích vstupů jsou použity keramické kondenzátory s kapacitou 100 nF, které omezují parazitní vazby, [7].

Vstupní zesilovač bude tvořit zapojení s rychlými a přesnými průmyslovými operačními zesilovači LM 6218 firmy National Semiconductors, viz Obr. 4.11. Zesilovač LM 6218 je dvojitý, s rychlostí přeběhu 140 V/μs při $A_u = -1$, případně 75 V/μs pro $A_u = 1$. Má dobu ustálení 400 ns na 0,01 % při vstupním skokovém signálu 10 V a šířku pásma 17 MHz. Oba zesilovače v pouzdře odebírají proud celkem 5,5 mA. Napájecí napětí se pohybuje v rozsahu ± 5 až ± 15 V. Pracovní rozsah teplot je od -40 do +85 °C. Zesilovač dobře snáší i kapacitní zátěž (koaxiální kabel). Je vhodný pro použití v aktivních filtrech, rychlých integrátorech, videozesilovačích a zařízeních pro zpracovávání dat vyžadujících vysokou rychlost, [9].

Zesílení tohoto zesilovače je nastavitelné hodnotami rezistorů R_8 , R_9 , R_{11} a odporového trimru TR_1 , viz (4.33) [9]. V tomto případě bude velikost zesílení závislá na velikosti odporu trimru TR_1 , který bude nastavitelný do hodnoty 20 kΩ. Velikost zesílení si můžeme v případě potřeby libovolně nastavit až do maxima 2000 pro hodnotu trimru rovnou 20 kΩ. Pro optimální předpokládanou hodnotu zesílení 1000 je trimr nastaven na 10 kΩ.

$$A_u = \frac{R_8 + R_9}{R_9} \cdot \frac{TR_1}{R_{11}} \quad (4.33)$$

$$A_u = \frac{5600 + 120}{120} \cdot \frac{10000}{470} = 1000$$



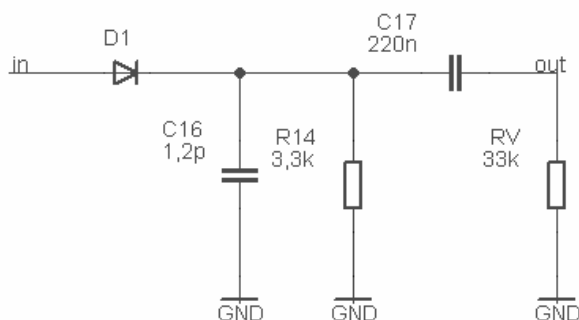
Obr. 4.11: Zapojení vstupního zesilovače (převzato z [9]).

4.3.2 Detektor

Vysokofrekvenční signál přivedený na detektor se skládá z velké hodnoty nosného kmitočtu a slabého dopplerovského kmitočtu. Nosný kmitočet je vytvořen odrazy od nepohyblivých struktur a průnikem z vysílače na přijímací měnič. Abychom oddělili nosný kmitočet od dopplerovského, musíme provést demodulaci. Demodulace je proces, při kterém se získává z modulovaného vysokofrekvenčního nosného signálu zpět původní modulační signál (tedy oddělení vysokofrekvenčního nosného signálu od nízkofrekvenčního modulačního signálu). Demodulace se uskutečňuje pomocí nelineárních obvodových prvků, například diod nebo tranzistorů.

Jako detektor zde bude použit jednoduchý sériový diodový detektor, viz Obr. 4.12. Diodové detektory využívají ke své činnosti usměrňovacího účinku polovodičové diody. Jejich velkou výhodou je, že mají malé zkreslení a správnou činnost i při velmi silných signálech. Základem tohoto detektoru je zapojení diody do série s kondenzátorem. Dioda provede potlačení jedné polarity vysokofrekvenčního signálu a kondenzátor odstraní všechny vysokofrekvenční složky. Velikost kapacity kondenzátoru závisí na největším kmitočtu modulovaného signálu a na velikosti vstupního odporu následujícího stupně, [3].

Jako dioda zde bude použita germaniová hrotová dioda GA 201. Výhoda hrotových diod spočívá v malé ploše přechodu PN, díky kterému mají velmi malou kapacitu. Tyto diody se používají v amplitudových a frekvenčních detektorech nebo jako spínací prvky.



Obr. 4.12: Zapojení detektoru (převzato z [3]).

Výpočet obvodových prvků detektoru

Vzorce pro výpočet obvodových prvků detektoru jsou převzaty z [6].

$$R_{14} \leq \frac{1 - m_{\max}}{m_{\max}} \cdot R_v \quad (4.34)$$

$$R_{14} \leq \frac{1 - 0,9}{0,9} \cdot 33000$$

$$R_{14} \leq 3666,6 \, \Omega \Rightarrow \underline{R_{14} = 3,3 \, k\Omega}$$

$$C_{16} \ll \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot f_{\max} \cdot R_{14}} \quad (4.35)$$

$$\begin{aligned}
C_{16} &<< \frac{1}{2 \cdot 3,14 \cdot 4 \cdot 10^6 \cdot 3300} \\
C_{16} &<< 12 \cdot 10^{-12} \text{ F} \Rightarrow \underline{C_{16} = 1,2 \text{ pF}} \\
C_{17} &>> \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot f_{\min} \cdot R_v} \\
C_{17} &>> \frac{1}{2 \cdot 3,14 \cdot 200 \cdot 33000} \\
C_{17} &>> 24,126 \cdot 10^{-9} \text{ F} \Rightarrow \underline{C_{17} = 220 \text{ nF}}
\end{aligned} \tag{4.36}$$

m_{\max} hloubka modulace
 f_{\max} kmitočet nosného signálu
 f_{\min} spodní mez Dopplerova zdvihu
 R_v rezistor R_{15} následujícího DP filtru.

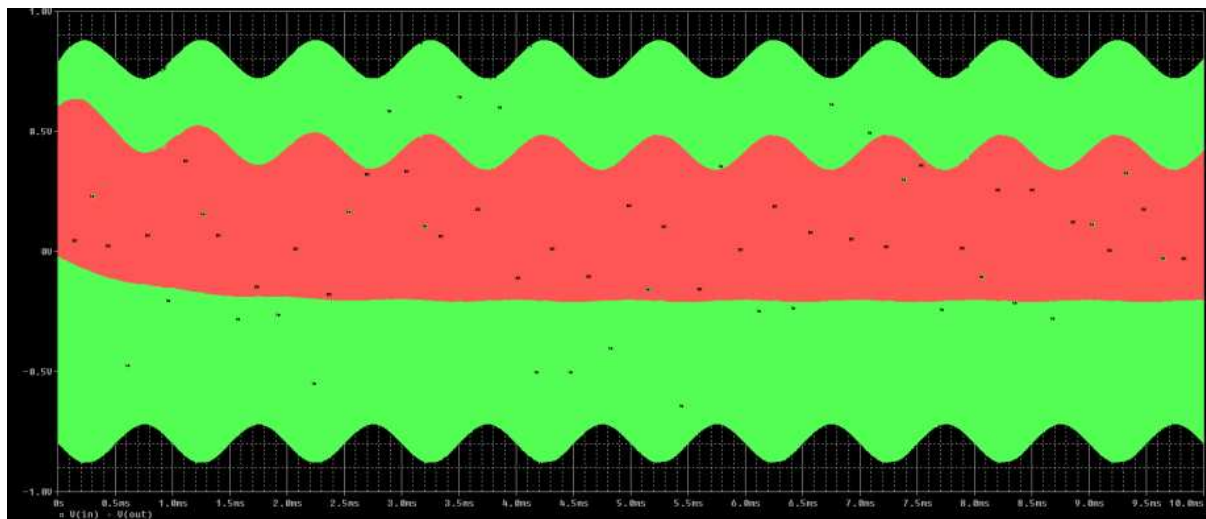
Aby nedošlo k odtržení modulační obálky, musí časová konstanta detektoru splňovat nerovnost viz (4.37). Tento nepříznivý jev nastává při nevhodně zvolené časové konstantě $\tau = R_{14}C_{16}$ a projevil by se tím, že výstupní napětí detektoru by nesledovalo modulační obálku modulovaného signálu, což by se projevilo velkým zkreslením výstupního signálu detektoru.

$$R_{14} \cdot C_{16} \leq \frac{\sqrt{1 - m_{\max}^2}}{2 \cdot \pi \cdot f_{\max} \cdot m_{\max}} \tag{4.37}$$

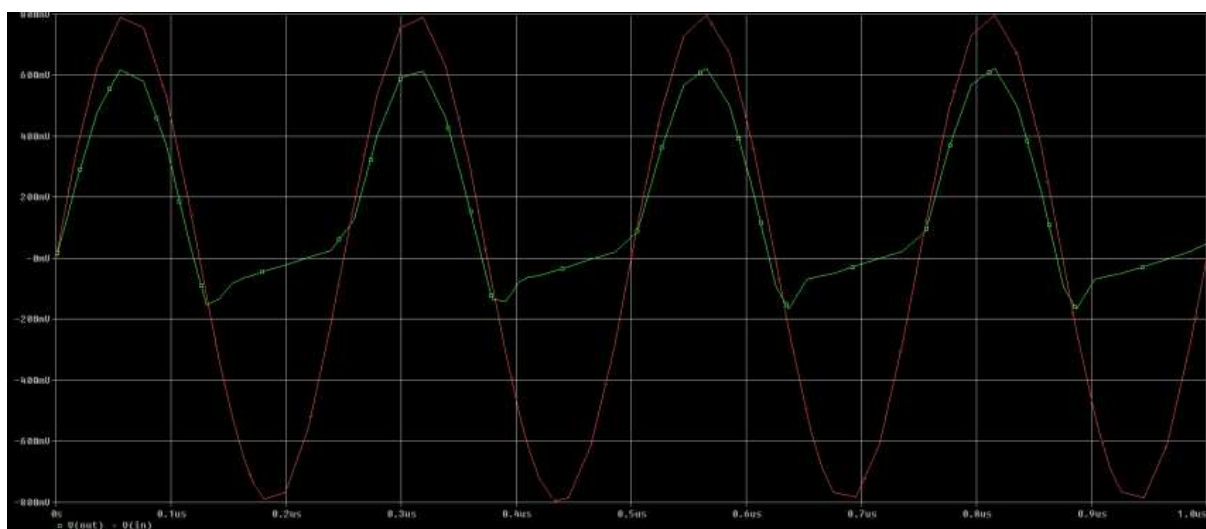
$$\begin{aligned}
3300 \cdot 1,2 \cdot 10^{-12} &\leq \frac{\sqrt{1 - 0,9^2}}{2 \cdot 3,14 \cdot 4 \cdot 10^6 \cdot 0,9} \\
\underline{3,96 \cdot 10^{-9} \leq 1,927 \cdot 10^{-8}}
\end{aligned}$$

Výsledek simulace v PSpice

Na Obr. 4.13 a Obr. 4.14 je vidět správná činnost demodulátoru, po přivedení modulovaného signálu, tvořeného nosným kmitočtem o velikosti 4 MHz a dopplerovským kmitočtem o velikosti 1 kHz na jeho vstup.



Obr. 4.13: Simulace detektoru.



Obr. 4.14: Simulace detektoru.

4.3.3 Filtr

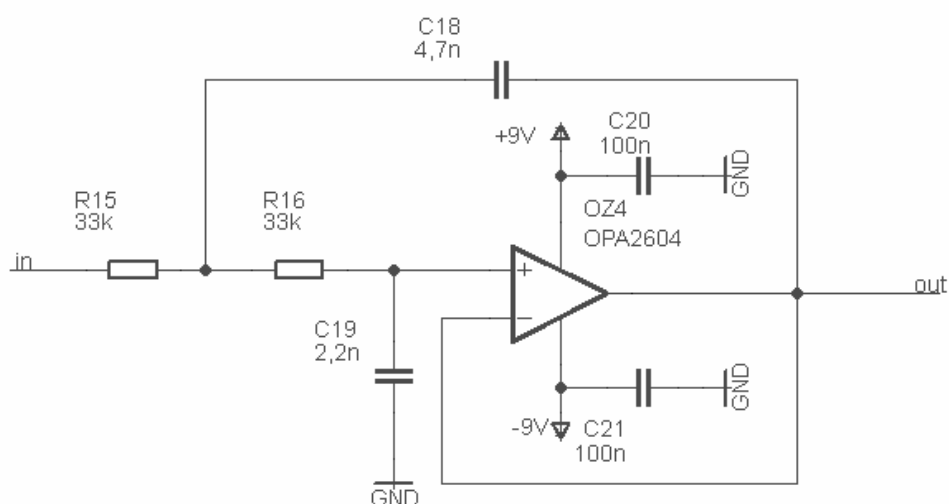
Na výsledné podobě dopplerovského signálu se kromě tekoucí krve podílí také všechny pohyby ostatních tkání vůči zdroji vlnění. Jedná se zejména o nízkofrekvenční pohyb měkkých tkání, způsobený přenesením pulsací srdce a velkých tepen do okolí, ale také respiračními pohyby. Tyto nežádoucí signály odstraníme z výsledného spektra vhodným filtrem. Může se ovšem stát, že při tom odstraníme i některé posuvy s nízkou frekvencí, odpovídající velmi pomalým tokům. Nastavenou hranici filtru však můžeme přizpůsobit podle toho, na jaké části těla budeme měření provádět. Například pro kardiologické aplikace můžeme nastavit vyšší spodní mez filtru.

Filtr budou tvořit aktivní filtry RC. Aktivní filtry se realizují z rezistorů, kondenzátorů a aktivních prvků. Jako aktivní prvek nejčastěji slouží operační zesilovač. Oproti pasivním filtrům tvořených prvky R, L, C mají výhodu ve snazší nastavitelnosti a laditelnosti změnou hodnoty rezistorů. Mezi jejich nevýhody patří nutnost napájení aktivních prvků.

Na základě výpočtu viz 3.3.1 byla zjištěna spodní mez Dopplerovského zdvihu, která má hodnotu 200 Hz a horní mez s hodnotou 1,5 kHz. Z toho vyplývá šířka pásma o velikosti 1,3 kHz. Pořadí filtrů nejprve dolní propust', viz Obr. 4.15, a potom horní propust', viz Obr. 4.17 je oproti opačné variantě výhodnější v tom, že rezistor R_{15} dolní propusti tvoří vstupní odpor předešlému obvodu, tedy diodovému detektoru. Oba filtry se zapojí za sebe a vytvoří tak pásmovou propust', která bude přenášet užitečné pásmo signálu vymezené Dopplerovým zdvihem.

Jako aktivní prvky zde budou použity operační zesilovače OPA 2604, které vykazují velice dobré šumové parametry a malé zkreslení. Zesilovač vyžaduje symetrické napájení v rozsahu 4,5 – 24 V. Pracovní rozsah teplot je od -40 do 100°C, tranzitní kmitočet 20 MHz a odebíraný proud ze zdroje činí 12 mA, [14]. Integrovaný obvod OPA 2604 obsahuje v pouzdru dva operační zesilovače, které mohou pracovat nezávisle na sobě. Pro účely kmitočtového filtru bude napájen a využíván pouze jeden z nich. K ochraně napájecích vstupů budou použity keramické kondenzátory s kapacitou 100 nF, které omezují parazitní vazby.

Dolní propust'



Obr. 4.15: Zapojení dolní propusti (převzato z [4]).

Výpočet obvodových prvků filtru

Vzorce pro výpočet obvodových prvků dolní propusti jsou převzaty z [7]. Filtr je počítám pro Butterworthovu aproximaci, ze které plynou koeficienty 1,414 a 0,7071 pro výpočet kondenzátorů C_{18} a C_{19} .

$$R = R_{15} = R_{16} = \underline{33 \text{ k}\Omega}$$

R zvolená hodnota.

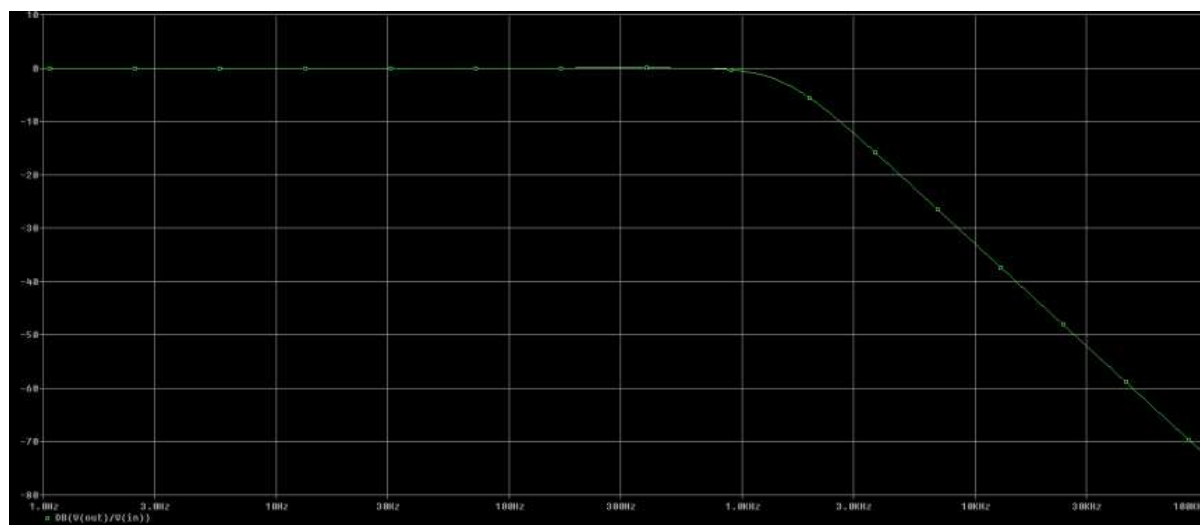
$$C_{18} = \frac{1,414}{R \cdot 2 \cdot \pi \cdot f_0} = \frac{1,414}{33000 \cdot 2 \cdot 3,14 \cdot 1500} = 4,548 \cdot 10^{-9} \text{ F} \Rightarrow \underline{4,7 \text{ nF}} \quad (4.38)$$

$$C_{19} = \frac{0,7071}{R \cdot 2 \cdot \pi \cdot f_0} = \frac{0,7071}{33000 \cdot 2 \cdot 3,14 \cdot 1500} = 2,27 \cdot 10^{-9} \text{ F} \Rightarrow \underline{2,2 \text{ nF}} \quad (4.39)$$

f_0 mezní frekvence filtru.

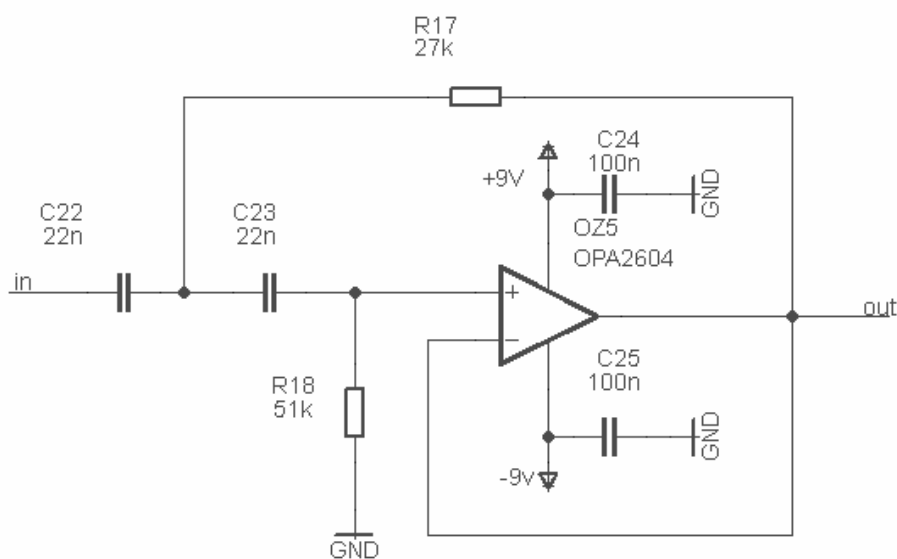
Výsledek simulace v PSpice

Průběh kmitočtové charakteristiky na Obr. 4.16. simulované v programu PSpice, ověřil teoretické předpoklady.



Obr. 4.16: Simulace dolní propusti.

Horní propust'



Obr. 4.17: Zapojení horní propusti (převzato z [4]).

Výpočet obvodových prvků filtru

Vzorce pro výpočet obvodových prvků horní propusti jsou převzaty z [4] a [7]. Filtr je počítám pro Butterworthovu aproximaci, ze které plynou koeficienty 1,414 a 0,7071 pro výpočet rezistorů R_{17} a R_{18} .

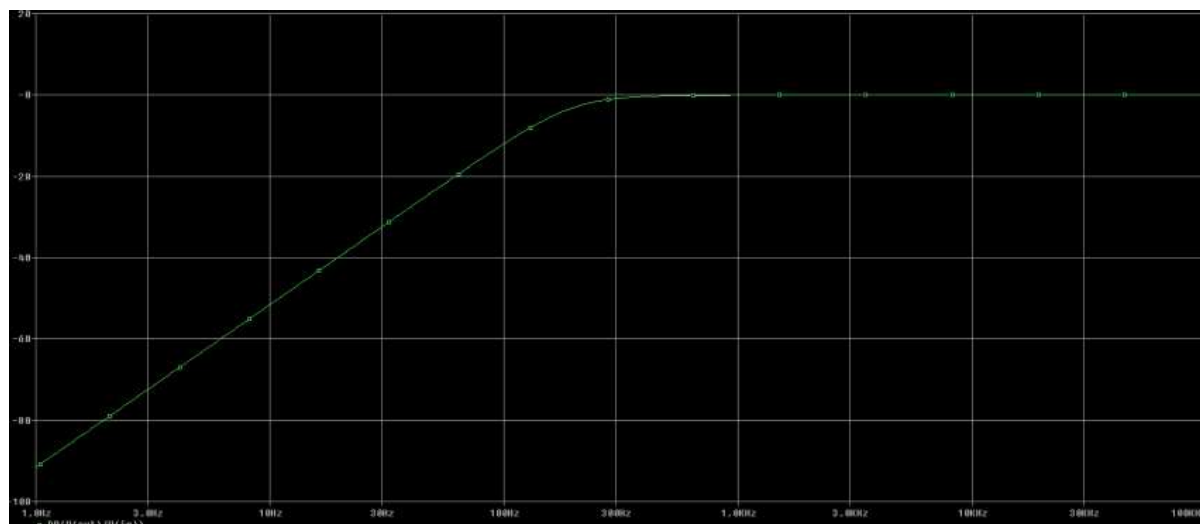
$$C = C_{22} = C_{23} = \frac{3 \cdot 10^{-7}}{\sqrt{f_0}} = \frac{3 \cdot 10^{-7}}{\sqrt{200}} = 21,213 \cdot 10^{-9} \text{ F} \Rightarrow \underline{22 \text{ nF}} \quad (4.40)$$

$$R_{17} = \frac{0,7071}{C \cdot 2 \cdot \pi \cdot f_0} = \frac{0,7071}{22 \cdot 10^{-9} \cdot 2 \cdot 3,14 \cdot 200} = 25589 \, \Omega \Rightarrow \underline{27 \, k\Omega} \quad (4.41)$$

$$R_{18} = \frac{1,414}{C \cdot 2 \cdot \pi \cdot f_0} = \frac{1,414}{22 \cdot 10^{-9} \cdot 2 \cdot 3,14 \cdot 200} = 51172 \, \Omega \Rightarrow \underline{51 \, k\Omega} \quad (4.42)$$

Výsledek simulace v PSpice

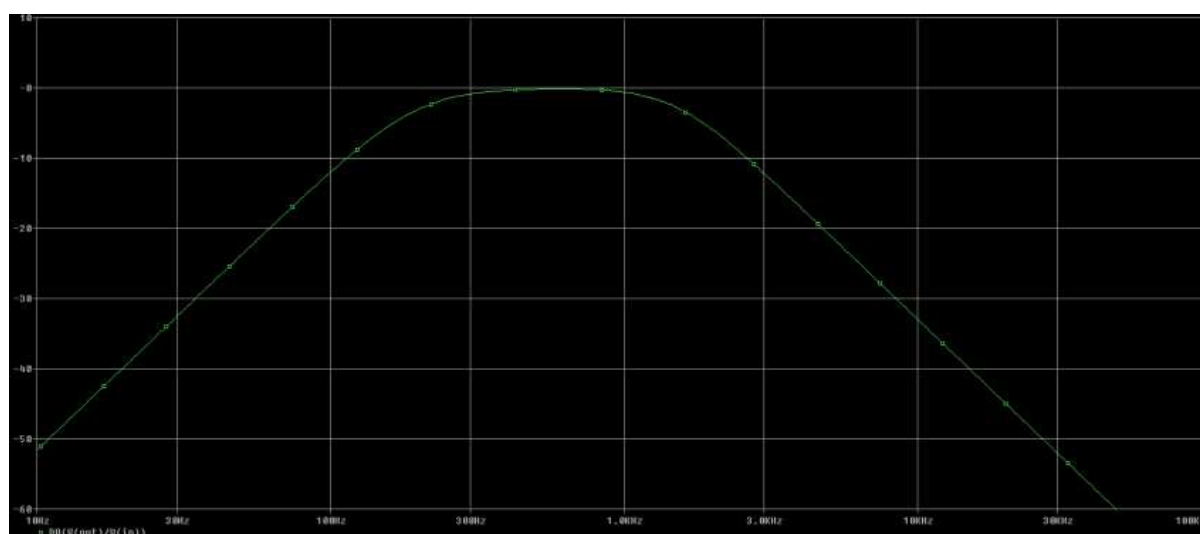
Průběh kmitočtové charakteristiky na Obr. 4.18. simulované v programu PSpice, ověřil teoretické předpoklady.



Obr. 4.18: Simulace horní propusti.

Simulace pásmové propusti

Spojením obou filtrů se vytvořila aktivní pásmová propust'. Průběh její frekvenční charakteristiky je vidět na Obr. 4.19.



Obr. 4.19: Simulace pásmové propusti.

4.3.4 Nízkofrekvenční zesilovač

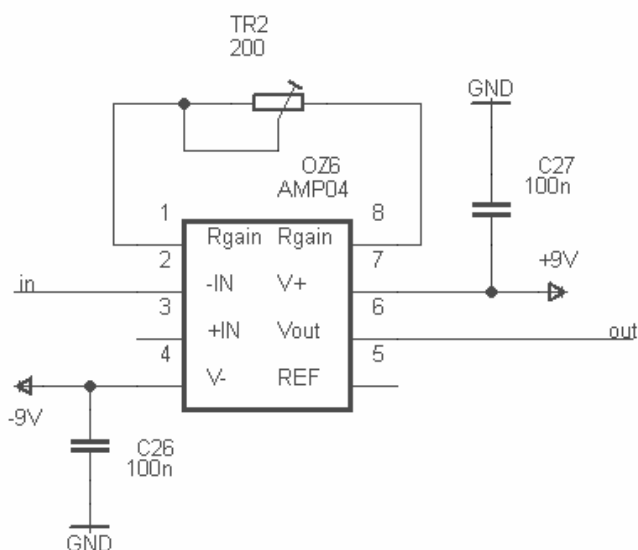
Po průchodu signálu detektorem a jeho vyfiltrováním pásmovou propustí, bude dále zesílen nízkofrekvenčním zesilovačem tak, aby signál na výstupu zesilovače měl hodnotu v rozsahu 0,5 – 3 V.

Jako nízkofrekvenční zesilovač zde bude použit přístrojový zesilovač AMP 04 firmy Analog Devices. Zesilovač je určen pro napájecí napětí od 5 do 15 V, pracuje také se souměrným napájením. Souměrné (symetrické) napájení znamená, že jsou proti zemi dvě větve, jedna kladná a druhá záporná. Naopak u napájení nesymetrického bývá proti záporné zemi vedena jedna kladná větev. Vstupní napětíovou nesymetrii má menší než 150 μV s maximálním teplotním driftem menším než 3 $\mu\text{V}/^\circ\text{C}$. Chyba zesílení je menší než 0,5 %, nelinearita při $G = 100$ je pouze 0,025 %. Potlačení souhlasného napětí při $G = 1000$ má minimálně 90 dB. Zesilovač je vyráběn v plastovém pouzdře DIP nebo SOIC s osmi vývody. Pracovní rozsah teplot je od -40 do $+85$ $^\circ\text{C}$ a vstupní klidový proud bývá 1 nA. Šířku pásma má 700 kHz. Při maximálním napájecím napětí 15 V odebírá zesilovač ze zdroje proud 1,1 mA. Tento zesilovač je vhodný i pro senzory s vysokou výstupní impedancí, [9].

Zesílení tohoto operačního zesilovače je nastavitelné rezistorem R_g zapojeným mezi vstupy 1 a 8 (R_{gain}), viz Obr. 4.20, v rozmezí 1 až 1000 [9]. V tomto případě bude velikost zesílení určovat velikost odporového trimru TR_2 , který je nastavitelný do hodnoty 10 k Ω . Takže velikost zesílení si můžeme v případě potřeby libovolně nastavit. Minimum je 10 (pro hodnotu trimru 10 k Ω) a maximum 1000 (pro hodnotu trimru 100 Ω). Pro optimální předpokládanou hodnotu zesílení je trimr nastaven na 200 Ω a tomu odpovídající zesílení 500, viz (4.44). K ochraně napájecích vstupů budou použity keramické kondenzátory s kapacitou 100 nF, které omezují parazitní vazby.

$$A_u = 100 \text{ k}\Omega / R_g \quad (4.43)$$

$$A_u = \frac{100 \text{ k}\Omega}{TR_2} = \frac{100000}{200} = 500 \quad (4.44)$$



Obr. 4.20: Zapojení nf. zesilovače.

4.3.5 Analogově digitální převodník

Analogově digitální převodník umožňuje převádět vstupní analogový signál (v tomto případě napětí) na výstupní digitální signál o určitém počtu bitů. Daný signál se nejprve vzorkuje a potom kvantuje. Při vzorkování je vodorovná osa signálu rozdělena na stejně velké úseky. Z každého úseku je pak odebrán vzorek, jehož interval odpovídá vzorkovací frekvenci. Kvantování slouží k tomu, aby se odebrané vzorky daly vyjádřit konečným počtem číslic. Při kvantování je prostor okolo jednotlivých hodnot rozdělen na pásy o určité hodnotě a všem vzorkům, které se nacházejí v daném pásu, je tato hodnota přiřazena.

Aby při vzorkování signálu nedošlo k aliasingu, který nám znemožní zpětně získat původní analogový signál ze série vzorků, musí být hodnota vzorkovacího kmitočtu nejméně dvojnásobná než hodnota mezního kmitočtu (nejvyšší kmitočet ve spektru signálu). Při kvantování dochází k nelineárnímu zkreslení signálu, které se popisuje kvantovacím šumem. Čím více kvantovacích hladin analogový signál protíná, tím menší bude znehodnocení signálu, [12].

V tomto přístroji bude použit 8 bitový paralelní převodník, konkrétně typ ADC0804CN, [13]. Paralelní převodník je nejrychlejší a principiálně nejjednodušším typem přímého A/D převodníku. Jeho nevýhodou je však velký počet napěťových komparátorů. U tohoto převodníku je vstupní napětí přiváděno na vstupy soustavy napěťových komparátorů, kde se porovnává s referenčním napětím, které je vytvářeno odporovou sítí. Pro n-bitové datové slovo je počet komparátorů v převodníku dán vztahem (4.45).

Uvedené vzorce pro výpočet parametrů A/D převodníku jsou převzaty z [12].

$$k = 2^n - 1 \quad (4.45)$$

k počet napěťových komparátorů
n n-bitové datové slovo.

Výpočet vzorkovacího kmitočtu

Hodnota vzorkovacího kmitočtu musí být nejméně dvojnásobná, než je největší hodnota kmitočtu ve spektru. Největší hodnota kmitočtu bude f_{d2} , viz (3.2), která je zde však značena jako f_m .

$$f_{vz} > 2 \cdot f_m \Rightarrow f_{vz} > 2 \cdot (1,5 \cdot 10^3) \Rightarrow f_{vz} > \underline{3 \text{ kHz}} \quad (4.46)$$
$$f_{vz} = \underline{10 \text{ kHz}}$$

f_{vz} vzorkovací kmitočet
 f_m mezní kmitočet.

Z výpočtu (4.46) plyne, že proti vzniku aliasingu stačí vzorkovat frekvencí 3 kHz. V praxi se však f_{vz} většinou volí ještě větší, než hodnota zjištěná na základě výpočtu, proto bude mít převodník nastavenou vzorkovací frekvenci na 10 kHz.

Výpočet kvantovacího šumu

$$m = 2^n = 2^8 = 256 \quad (4.47)$$

m..... počet kvantovacích hladin

n..... počet bitů převodníku.

Na vstupu A/D převodníku bude napětí v rozsahu 0,5 – 3 V. Hodnota kvantovacího šumu se bude měnit podle velikosti vstupního napětí. Pro výpočet efektivní hodnoty kvantovacího šumu je tedy použita maximální hodnota napětí na vstupu (± 3 V).

$$R_{ef} = \frac{\Delta S}{m \cdot \sqrt{12}} = \frac{6}{256 \cdot \sqrt{12}} = 6,76 \cdot 10^{-3} \text{ V} \quad (4.48)$$

R_{ef} maximální efektivní hodnota kvantovacího šumu

ΔS kvantovací krok.

Parametry převodníku ADC0804CN

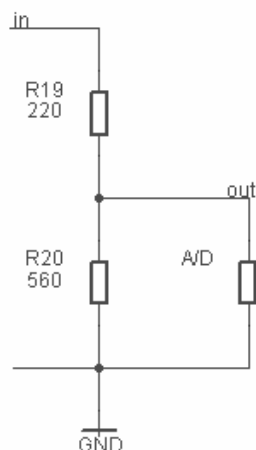
napájecí napětí..... 4,5 – 6,3 V

odebíraný proud..... 2,5 mA

teplotní rozsah -40 – 85 °C.

Výpočet zatíženého odporového děliče

Jednotlivé bloky indikátoru jsou napájeny 9-ti voltovou baterií. Převodník bude ale napájen šesti volty, proto je před něj zařazen jednoduchý odporový dělič, viz Obr. 4.21, který upraví napájecí napětí na velikost 6 voltů. Zapojení a vztah pro výpočet odporového děliče jsou převzaty z [3].



Obr. 4.21: Odporový dělič.

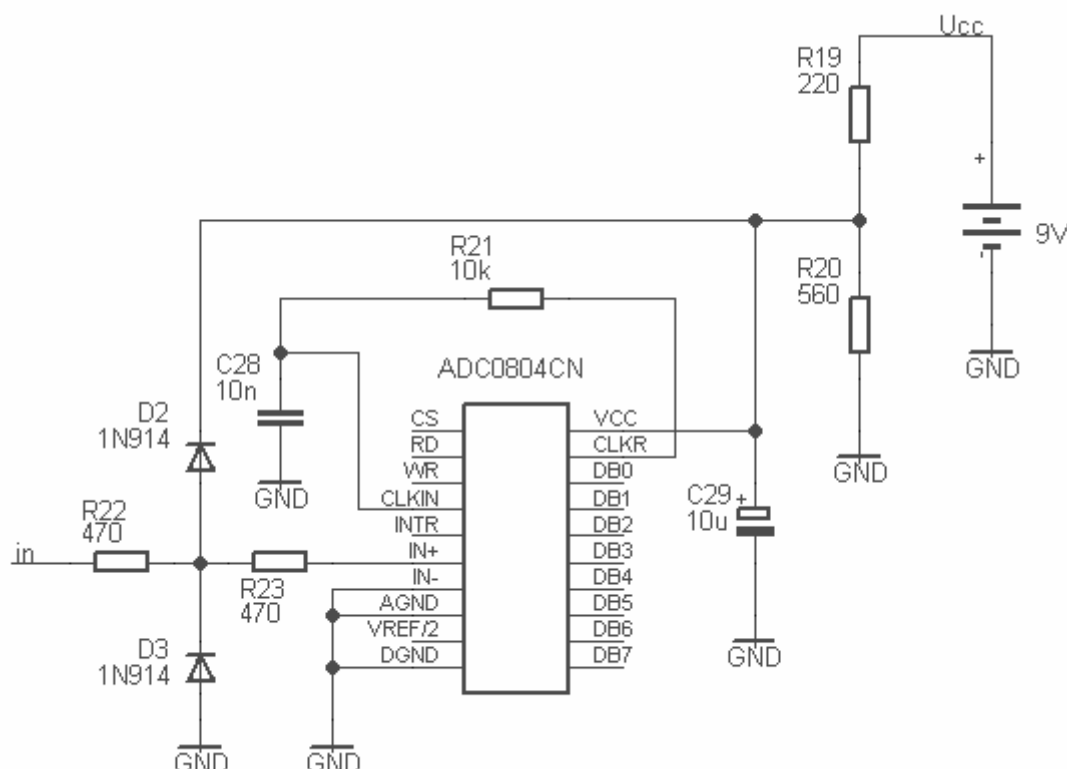
$$U_{out} = \frac{R_{20}}{R_{19} + R_{20}} \cdot U_{in} - \frac{R_{19} \cdot R_{20}}{R_{19} + R_{20}} \cdot I_{out} \quad (4.49)$$

$$6 = \frac{560}{R_{19} + 560} \cdot 9 - \frac{R_{19} \cdot 560}{R_{19} + 560} \cdot 0,0025$$

$$R_{19} = 227\Omega \Rightarrow \underline{220\Omega}$$

U_{out} potřebné napájecí napětí převodníku
 U_{in} napětí dodávané baterií
 I_{out} převodníkem odebíraný proud
 R_{20} zvolená hodnota.

Na Obr. 4.22 je uvedeno zapojení A/D převodníku, včetně odporového děliče vypočítaného výše. Způsob ochrany vstupu převodníku pomocí diod D_2 , D_3 a rezistorů R_{22} , R_{23} , stejně jako ochrana napájecího vstupu kondenzátorem C_{29} , je převzat z katalogu, kde je toto zapojení doporučeno výrobcem. V datasheetu k tomuto převodníku byl také uveden vztah (4.50), pomocí kterého je vypočítaná hodinová frekvence převodníku tak, aby vyhovovala podmínce (4.46).



Obr. 4.22: Zapojení A/D převodníku.

$$f_{clk} = \frac{1}{1,1 \cdot R_{21} \cdot C_{28}} \Rightarrow C_{28} = \frac{1}{1,1 \cdot 10000 \cdot 10000} = 9,09 \cdot 10^{-9} F \Rightarrow \underline{10 nF} \quad (4.50)$$

f_{clk} frekvence totožná s f_{vz}
 R_{21} zvolená hodnota.

4.3.6 Zobrazení

Jako zobrazovací prvek zde bude použit alfanumerický LCD displej, konkrétně typ DEM 16217 SYH-PY, [13]. Indikátor bude sloužit jako malý přenosný, pro zběžné vyšetření přítomnosti krevního toku v měřené cévě, a proto v přístroji nebude žádný paměťový blok. Na displeji musí být také vhodně nastavená doba trvání zobrazené informace, aby ji bylo možné

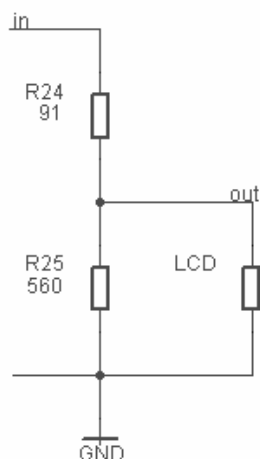
bez problémů odečítat. U displeje je možnost přivedení druhého samostatného napájecího napětí pro LED podsvícení, kterého však nebude využíváno. Blokový diagram a zakótované vyobrazení podoby displeje je uvedeno v příloze.

Parametry displeje DEM 16217 SYH-PY

napájecí napětí..... 2,7 – 5,5 V
odebíraný proud..... 35 mA
celkové rozměry 84×44×10,5 mm
rozměry obrazové plochy 61×15,8 mm
teplotní rozsah -20 – 70°C.

Výpočet zatíženého odporového děliče

Jednotlivé bloky indikátoru jsou napájeny 9-ti voltovou baterií, proto bude před displej zařazen jednoduchý odporový dělič, viz Obr. 4.23. Dělič upraví napájecí napětí na velikost 5 voltů, kterými bude displej napájen. Zapojení a vztah pro výpočet odporového děliče jsou převzaty z [3].



Obr. 4.23: Odporový dělič.

$$U_{out} = \frac{R_{25}}{R_{24} + R_{25}} \cdot U_{in} - \frac{R_{24} \cdot R_{25}}{R_{24} + R_{25}} \cdot I_{out} \quad (4.51)$$

$$5 = \frac{560}{R_{24} + 560} \cdot 9 - \frac{R_{24} \cdot 560}{R_{24} + 560} \cdot 0,035$$

$$R_{24} = \underline{91\Omega}$$

U_{out} potřebné napájecí napětí displeje
 U_{in} napětí dodávané baterií
 I_{out} displejem odebíraný proud
 R_{25} zvolená hodnota.

Převodní tabulka frekvence na rychlost

Protože přístroj nezobrazuje rychlost proudící krve, ale frekvenci odpovídající přijatému Dopplerovu zdvihu, musí být k přístroji přiložena převodní tabulka, viz Tab. 4.1, díky které lékař snadno zjistí, jaká rychlost odpovídá detekované frekvenci. Hodnoty rychlosti odpovídající dané frekvenci jsou převzaty z [1].

Tab. 4.1: Převodní tabulka frekvence na rychlost.

frekvence (Hz)	rychlost (cm/s)
200	4,5
300	7,5
400	10
500	14
600	17,5
700	22
800	26
900	30
1000	35
1100	38
1200	41,5
1300	45
1400	50
1500	55

4.4 Napájení

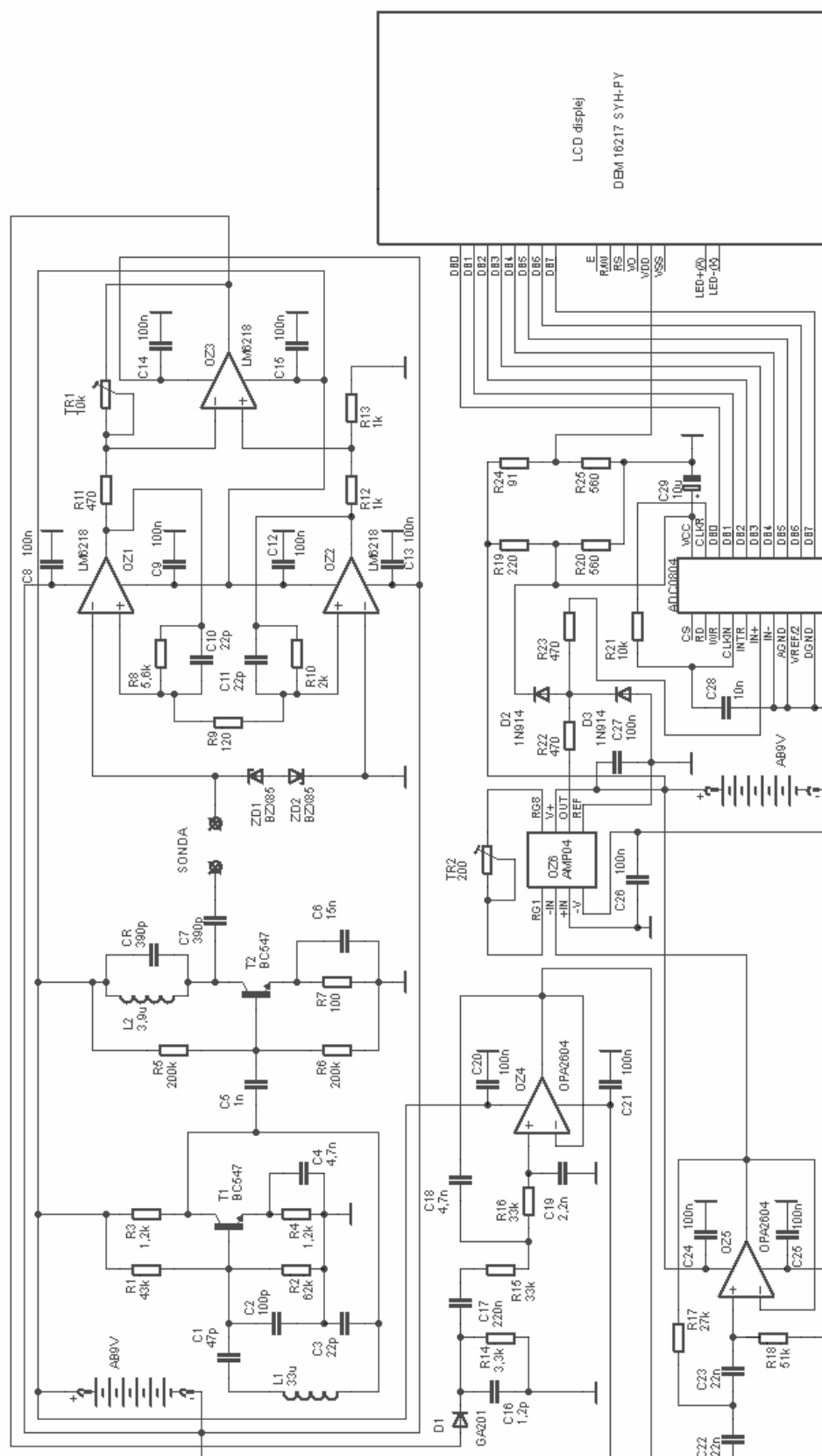
Celý indikátor budou napájet dvě alkalické devíti-voltové baterie, každá o kapacitě 625 mAh. Odběr z těchto baterií bude rovnoměrně rozložen mezi jednotlivé bloky systému, aby nedošlo k tomu, že jedna z baterií by se vybila dříve, než druhá.

Tab. 4.2: Přehled proudových odběrů jednotlivých bloků systému.

blok systému	odběr (mA)	baterie	kapacita (mAh)
oscilátor	4	článek 1	625
vř. zesilovač	12,5		
vstupní zesilovač	16,5		
dolní propust'	12		
A/D převodník	2,5		
nf. zesilovač	1,1	článek 2	625
horní propust'	12		
zobrazení	35		
celkem	95,6		1250

V Tab. 4.2 je přehledně uveden proudový odběr jednotlivých bloků systému a také jeho rozdělení mezi obě baterie. Po podělení celkové kapacity baterií (1250 mAh) celkovým odběrem jednotlivých bloků přístroje (95,6 mA) bylo zjištěno, že přístroj bude schopen nepřetržitě pracovat 13 hodin.

4.5 Celkové schéma zapojení



Obr. 4.24: Celkové schéma zapojení.

4.6 Soupiska součástek

označení	hodnota	pouzdro	počet	popis
C8, C9, C12, C13, C14, C15, C20, C21, C24, C25, C26, C27	100n	C0402	12	SMD keramický kondenzátor
C3, C10, C11	22p	C0402	3	SMD keramický kondenzátor
C4, C18	4,7n	C0402	2	SMD keramický kondenzátor
CR, C7	390p	C0402	2	SMD keramický kondenzátor
C22, C23	22n	C0402	2	SMD keramický kondenzátor
C1	47p	C0402	1	SMD keramický kondenzátor
C2	100p	C0402	1	SMD keramický kondenzátor
C5	1n	C0402	1	SMD keramický kondenzátor
C6	15n	C0402	1	SMD keramický kondenzátor
C16	1,2p	C0402	1	SMD keramický kondenzátor
C17	220n	C0402	1	SMD tantalový kondenzátor
C19	2,2n	C0402	1	SMD keramický kondenzátor
C28	10n	C0402	1	SMD keramický kondenzátor
C29	10u	CT3216	1	SMD polarizovaný kondenzátor
R11, R22, R23	470	R1206	3	SMD rezistor
R3, R4	1,2k	R1206	2	SMD rezistor
R5, R6	200k	R1206	2	SMD rezistor
R12, R13	1k	R1206	2	SMD rezistor
R15, R16	33k	R1206	2	SMD rezistor
R20, R25	560	R1206	2	SMD rezistor
R1	43k	R1206	1	SMD rezistor
R2	62k	R1206	1	SMD rezistor
R7	100	R1206	1	SMD rezistor
R8	5,6k	R1206	1	SMD rezistor
R9	120	R1206	1	SMD rezistor
R10	2k	R1206	1	SMD rezistor
R14	3,3k	R1206	1	SMD rezistor
R17	27k	R1206	1	SMD rezistor
R18	51k	R1206	1	SMD rezistor
R19	220	R1206	1	SMD rezistor
R21	10k	R1206	1	SMD rezistor
R24	91	R1206	1	SMD rezistor
OZ1, OZ2, OZ3	LM 6218	DIP08	3	integrováný obvod
OZ4, OZ5	OPA 2604	DIP08	2	integrováný obvod
OZ6	AMP 04	DIP08	1	integrováný obvod
D2, D3	1N914	DO41-10	2	dioda
D1	GA201	DO41-10	1	dioda
ZD1, ZD2	BZX85	DO41Z10	2	Zenerova dioda
L1	33u	L-US0207/10	1	cívka
L2	3,9u	L-US0207/10	1	cívka
T1, T2	BC547C	TO92	2	bipolární NPN tranzistor
AB9V	9V	AB9V	2	baterie
TR1	20k	RTRIM4G/J	1	odporový trimr
TR2	10k	RTRIM4G/J	1	odporový trimr
ADC0804CN	8b A/D převodník	DIP20	1	integrováný obvod
LCD displej	DEM 16217SYH-PY		1	alfanumerický displej

5 Závěr

V bakalářské práci je na základě systémového návrhu vypracováno obvodové řešení nesměrového dopplerovského indikátoru toku krve cévami s nedomulovanou nosnou vlnou. V práci jsou navržena schémata zapojení jednotlivých obvodů, ze kterých se indikátor skládá. Hodnoty obvodových prvků jednotlivých částí systému byly zjištěny na základě výpočtů. Zapojení součástek a jejich hodnoty u vstupního zesilovače, nízkofrekvenčního zesilovače a A/D převodníku jsou ponechány stejné, jak je doporučuje jejich výrobce. Správnost funkce vypočítaných obvodů, tedy Clappova oscilátoru, vysokofrekvenčního laděného zesilovače, diodového detektoru a aktivní pásmové propusti, byla ověřena simulacemi v programu PSpice. Všechny výsledné hodnoty součástek ve výpočtech jsou zaokrouhleny tak, aby odpovídaly normovaným řadám E12, E24 pro rezistory a řadě E12 pro kondenzátory. Přístroj není navrhován pro sériovou výrobu, takže nebyl brán ohled na cenu a množství použitých součástek. Indikátor budou napájet dvě devíti voltové baterie, z důvodu nutnosti symetrického napájení operačních zesilovačů. Přístroj vydrží v neustálém provozu po dobu 13 hodin. V programu Eagle byla navržena deska plošných spojů, u které šlo především o vhodné umístění LCD displeje a co nejmenší celkové rozměry. Pro přehlednost práce obsahuje rovněž celkové schéma zapojení indikátoru a soupisku použitých součástek.

Seznam literatury

- [1] ROZMAN, J. Ultrazvuková technika v lékařství: diagnostické systémy. 1. vyd. Kyjov: Rektorát Vysokého učení technického v Brně, 1979. 264 s. ISBN 55-571-80.
- [2] ELIÁŠ, P., ŽIŽKA, J. Dopplerovská ultrasonografie. 1. vyd. Hradec Králové: NUCLEUS, 1998. 252 s. ISBN 80-901753-5-X.
- [3] BEZDĚK, M. Elektronika I. Dotisk prvního vydání. České Budějovice: KOPP, 2005. 271 s. ISBN 80-7232-171-4.
- [4] HÁJEK, K., SEDLÁČEK, J. Kmitočtové filtry. 1. vyd. Praha: BEN – technická literatura, 2002. 535 s. ISBN 80-7300-023-7.
- [5] FROHN, M., OBERTHUR, W., SEIDLER, H., WIEMER, M., ZASTROW, P. Elektronika: polovodičové součástky a základní zapojení. 1. české vyd. Praha: BEN – technická literatura, 2006. 480 s. ISBN 80-7300-123-3.
- [6] HANUS, S., SVAČINA, J. Vysokofrekvenční a mikrovlnná technika. 2. vyd. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2004. 210 s. ISBN 80-214-2222-X.
- [7] PUNČOCHÁŘ, J. Operační zesilovače v elektrotechnice. 5. vyd. Praha: BEN – technická literatura, 2005. 496 s. ISBN 80-7300-059-8.
- [8] LÁNÍČEK, R. Elektronika: obvody součástky děje. 1. vyd. Praha: BEN – technická literatura, 1998. 480 s. ISBN 80-86056-25.
- [9] HUMLHANS, J. Zajímavá zapojení: 2. díl. 1. vyd. Praha: BEN – technická literatura, 2005. 152 s. ISBN 80-7300-151-9.
- [10] HALLIDAY, D., RESNICK, R., WALKER, J. Fyzika: mechanika – termodynamika, část 2. 1. vyd. Brno: VUTIUM, 2000. 223 s. Překlady vysokoškolských učebnic, svazek 1. ISBN 80-214-1868-0.
- [11] ERHART, J. Piezoelektrické „chytré“ materiály pro elektrotechniku. [online]. Liberec: Technická univerzita v Liberci, 2002. [cit. 2010-11-10]. Dostupné z: http://www.kfy.tul.cz/katedra/erhart/clanky/Elektro_11-2002_4.pdf.
- [12] ŠEBESTA, V., SMÉKAL, Z. Signály a soustavy. Brno: Vysoké učení technické v Brně. Dostupné z: https://www.vutbr.cz/www_base/priloha.php?dpid=21228.
- [13] Katalog zboží GM Electronic. [online]. Dostupné z: <http://www.gme.cz>.
- [14] Datasheet catalog. [online]. Dostupné z: <http://www.datasheetcatalog.com>.

Seznam zkratek a symbolů

A/D	analogově digitální (převodník)
atd	a tak dále
DP	dolní propust'
f_m	mezní frekvence
HP	horní propust'
char	charakteristika
LCD	displej tvořený tekutými krystaly
LED	dioda emitující světlo
max	maximální
min	minimální
např.	například
nf	nízkofrekvenční
NPN	uspořádání přechodu PN
obr	obrázek
OZ	operační zesilovač
PN	místo změny vodivosti (metalurgický přechod)
RC	systém tvořený rezistory a kondenzátory
rez	rezonanční
SMD	součástky pro techniku povrchové montáže
tab	tabulka
uzv	ultrazvukový
vf	vysokofrekvenční
vst	vstupní
výst	výstupní
Z_v	zpětná vazba
π	Ludolfovo číslo (zaokrouhlená hodnota je 3,14)
\Rightarrow	z toho vyplývá
//	paralelní zapojení.

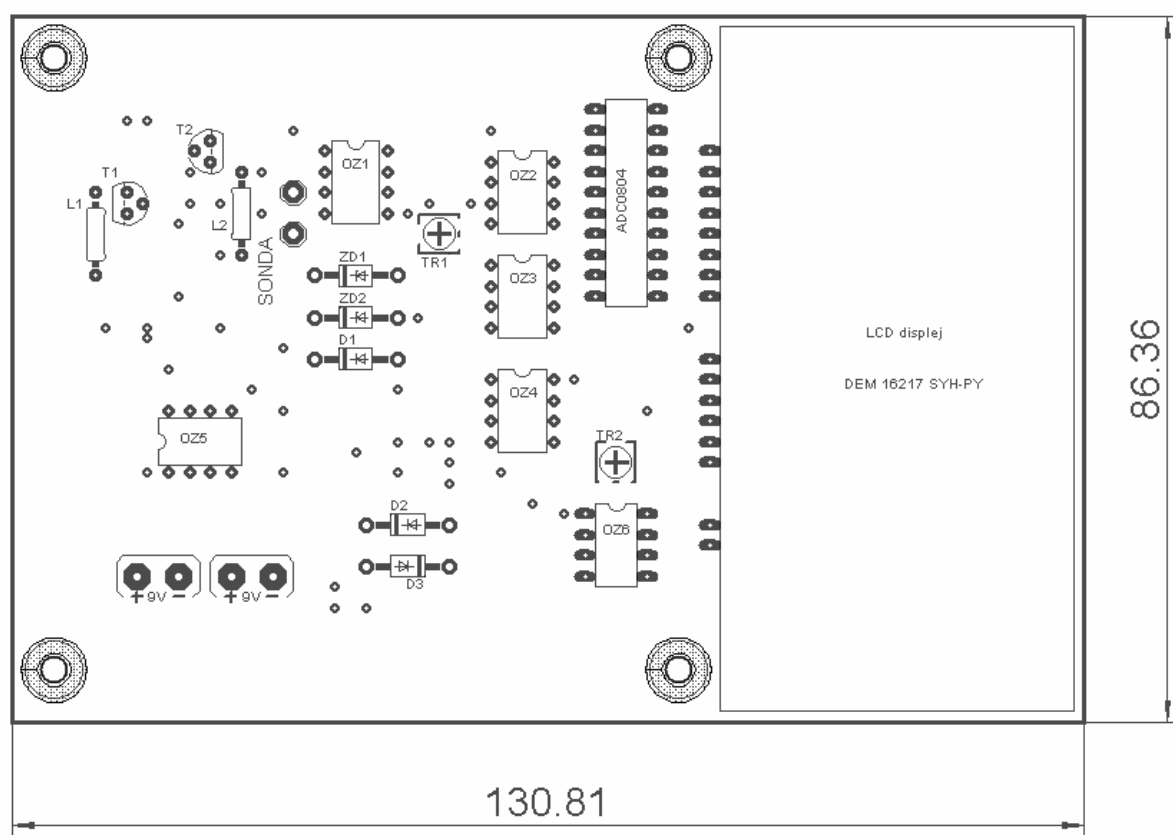
Seznam příloh

A Návrh desky plošných spojů	45
A.1 Osazení (strana top).....	45
A.2 Osazení (strana bottom)	46
A.3 Spoje (strana top)	46
A.4 Spoje (strana bottom)	47
B Dokumentace k LCD displeji	48
B.1 Blokový diagram	48
B.2 Rozměry	49

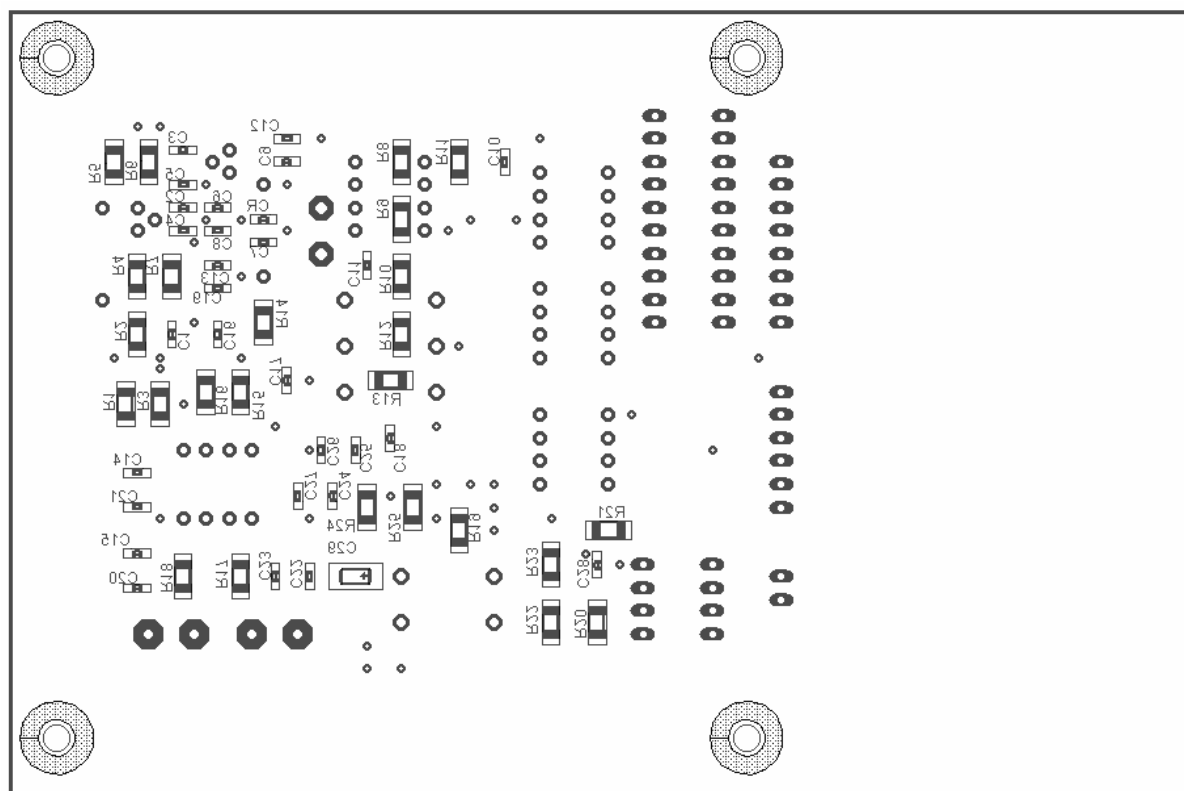
A Návrh desky plošných spojů

Návrh desky plošných spojů byl proveden v programu Eagle. Deska je oboustranná obdélníkového tvaru o rozměrech 131×87 mm. Při návrhu byl kladen důraz na to, aby mělo rozmístění součástek určitý řád, proto jsou na spodní straně desky pouze součástky pro povrchovou montáž (rezistory a kondenzátory SMD) a aby byly celkové rozměry desky co nejmenší. Na horní straně desky je určitá část místa vyčleněna pouze pro LCD displej, jehož rozměry určují její šířku a na zbytku jsou rozmístěny ostatní součástky, včetně baterií, které jsou z důvodu snadné výměny umístěny u sebe. Deska je opatřena čtyřmi děrami, pro přišroubování do krytu přístroje a dvojicí kontaktů na připojení ultrazvukové sondy (popis uveden na straně top).

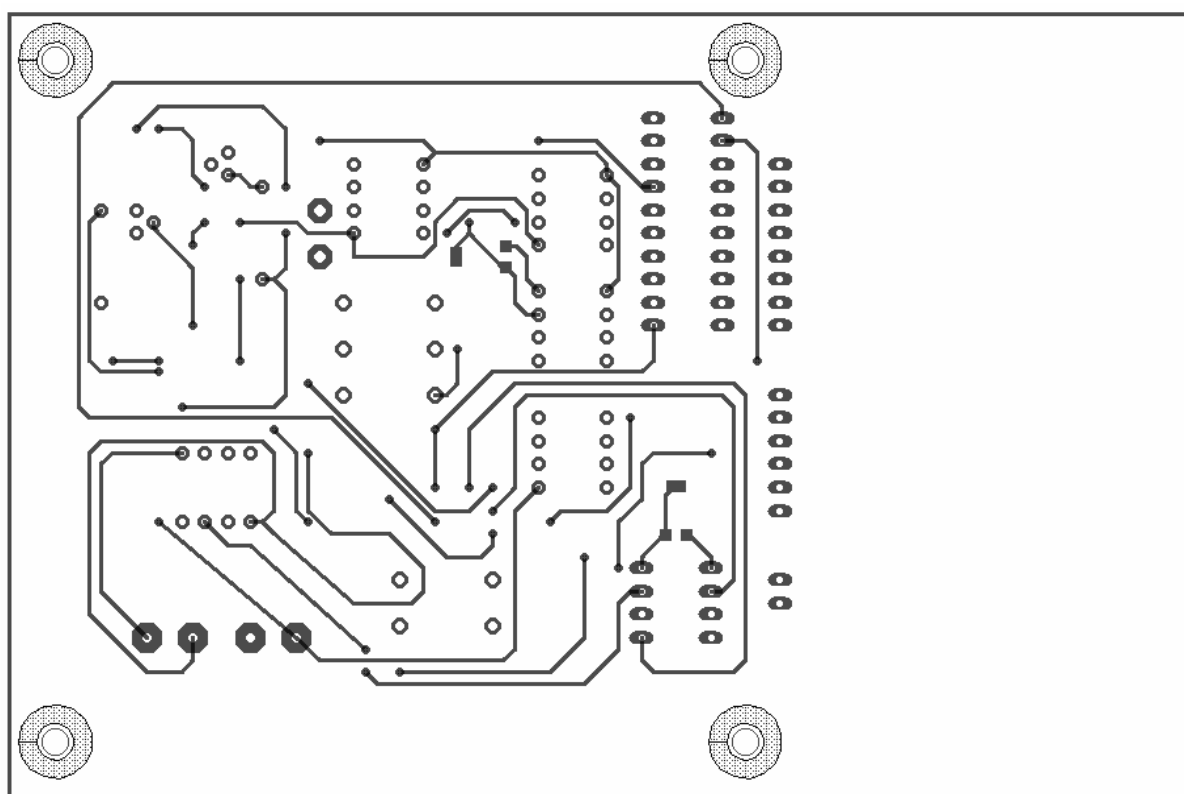
A.1 Osazení (strana top)



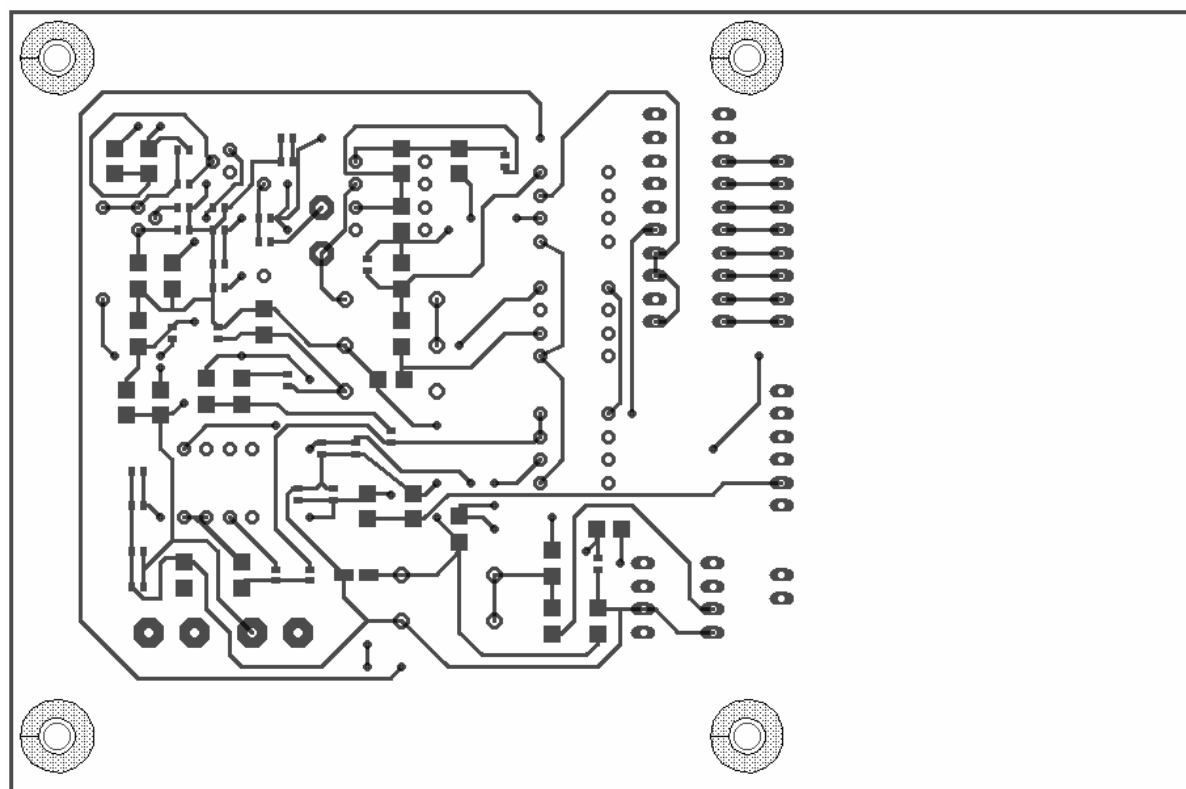
A.2 Osazení (strana bottom)



A.3 Spoje (strana top)



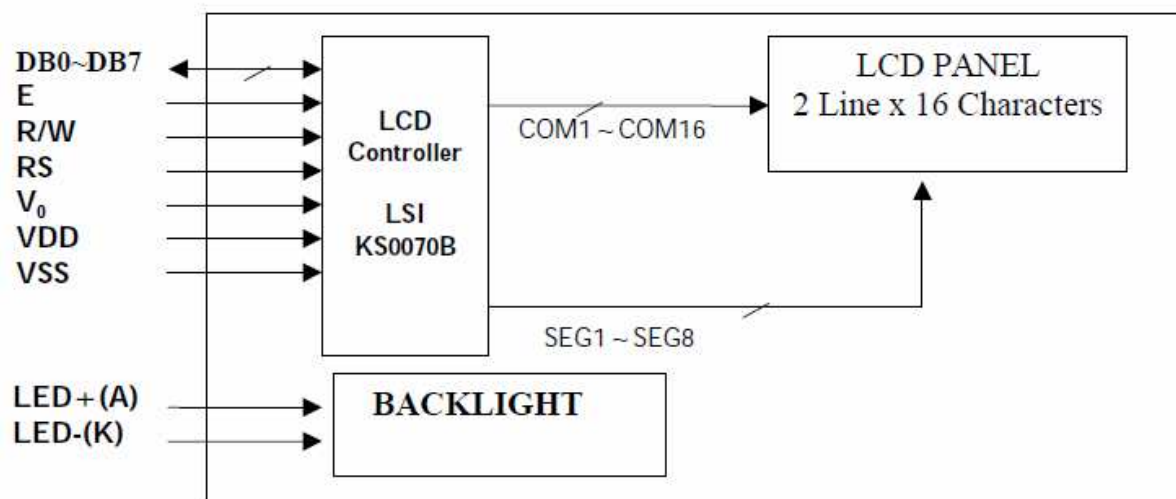
A.4 Spoje (strana bottom)



B Dokumentace k LCD displeji

Veškerá dokumentace k LCD displeji byla převzata z [13].

B.1 Blokový diagram



Pin No.	Symbol	Function
1	VSS	Ground terminal of module.
2	VDD	Supply terminal of module 2.7V to 5.5V.
3	V0	Power Supply for liquid crystal drive.
4	RS	Register select RS = 0...Instruction register RS = 1...Data register
5	R/W	Read /Write R/W = 1 (Read) R/W = 0 (Write)
6	E	Enable
7	DB0	Bi-directional data bus, data transfer is performed once, thru DB0 to DB7, in the case of interface data. Length is 8-bits; and twice, thru DB4 to DB7 in the case of interface data length is 4-bits. Upper four bits first then lower four bits.
8	DB1	
9	DB2	
10	DB3	
11	DB4	
12	DB5	
13	DB6	
14	DB7	
L-	LED - (K)	Please also refer to 6.1 PCB drawing and description.
L+	LED + (A)	Please also refer to 6.1 PCB drawing and description.

B.2 Rozměry

